

STUK OPASTAA / MARRASKUU 2016



Isotooppilääketieteen TT-opas

Tämän oppaan valmisteluun ovat osallistuneet useat isotooppilääketieteen erikoislääkärit, radiologit sekä isotooppitutkimusten yhteydessä tehtäviin TT-kuvauksiin perehtyneet lääketieteellisen fysiikan asiantuntijat ja laitetoimittajien edustajat, joille STUK esittää suuret kiitokset asiantuntemuksen jakamisesta ja hyvästä yhteistyöstä.

Sampsa Kaijaluoto, STUK (toim.)

Ritva Bly, STUK

Eero Kauppinen, KSSH

Jukka Kemppainen (TYKS)

Helena Kiiliäinen, VSHP

Pasi Korkola, TAYS

Eila Lantto, HUS

Katja Merimaa, STUK

Hanna Mussalo, KYS

Jukka Schildt, HUS

Marko Seppänen, TYKS

Kalle Sipilä, PSHP

Antti Sohlberg, PHSOTEY

Kirsi Timonen, KSSH

Virpi Tunninen, SatSHP

Sampsa Turunen, HUS

Laitetoimittajien edustajat: GE ja Siemens

Oppaan valmistelua kommentoilla ovat lisäksi tukeneet:

Hannu Järvinen, STUK

Helinä Korpela, STUK

Jukka Liukkonen, STUK

Juha Suutari, STUK

Paula Toroi, STUK

Mika Korttesniemi, HUS

Raija Seuri, HUS

ISSN-L 1799-9464

ISSN 1799-9464 • ISBN 978-952-309-341-6 (nid.)

ISSN 1799-9472 • ISBN 978-952-309-339-3 (pdf)

Sisältö

| | |
|---|----|
| 1. Johdanto..... | 5 |
| 2. Yleistä..... | 6 |
| 2.1 Laitetekniisiä ominaisuuksia hyödynnetään optimoinnissa | 6 |
| 2.2 Kuvausprotokolla optimoidaan kliinisten indikaatioiden mukaan..... | 6 |
| 2.3 Tarvittava kuvanlaatu voidaan luokitella..... | 7 |
| 3. TT-laitteen toiminta | 9 |
| 3.1 Kuvausparametrit ja annossuureet | 9 |
| 3.1.1 Säteilykeilan leveys ja leikepaksuus..... | 9 |
| 3.1.2 Kuvattava ja katseltavan kuva-alan koko, SFOV ja DFOV..... | 10 |
| 3.1.3 Putkijännite | 11 |
| 3.1.4 Putkivirta ja sähkömäärä..... | 11 |
| 3.1.5 Pitch | 11 |
| 3.1.6 Pyörähdysaika..... | 12 |
| 3.1.7 Annossuureet | 12 |
| 3.2 Kuvan muodostus | 13 |
| 3.2.1 TT-kuvien rekonstruktio..... | 13 |
| 3.2.2 SPECT- ja PET-kuvien rekonstruktio | 13 |
| 3.3 Kirjallisuutta | 15 |
| 4. SPECT-TT- ja PET-TT-kuvauksen vaiheet..... | 17 |
| 4.1 Kuvaukseen valmistautuminen..... | 17 |
| 4.2 Potilaan asettelu | 17 |
| 4.3 Kuvauksen kenttäkoon valinta..... | 17 |
| 4.4 Kuvausprotokollan valinta | 17 |
| 4.5 Säteilysuojaimien käyttö | 18 |
| 4.6 Suunnittelukuva | 18 |
| 4.7 Varjoaineen käyttö | 18 |
| 4.8 Kirjallisuutta | 19 |
| 5. Tekniikat kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoimiseksi..... | 20 |
| 5.1 Automaattinen putkivirran säätö..... | 20 |
| 5.2 Pinnallisten säteilyherkkien elinten altistuksen pienentäminen | 20 |
| 5.3 Putkijännitteen alentaminen | 20 |
| 5.4 Katseltavien leikkeiden leikepaksuuden ja rekonstruktiosuodattimen valinta .. | 21 |
| 6. Laitevalmistajakohtaiset erityispiirteet | 22 |
| 6.1 General Electric (GE) | 22 |
| 6.2 Siemens | 23 |

| | |
|---|----|
| 7. SPECT-TT | 25 |
| 7.1 Aivot | 25 |
| 7.2 Endokrinologiset tutkimukset | 26 |
| 7.3 Keuhkot | 27 |
| 7.4 Luusto | 27 |
| 7.5 Sydän | 28 |
| 7.6 Tulehduspesäke | 28 |
| 7.7 Vartijaimusolmuke | 28 |
| 7.8 Muut | 28 |
| 7.9 Kirjallisuutta | 29 |
| 8. PET-TT | 30 |
| 8.1 Aivot | 30 |
| 8.2 Endokrinologiset tutkimukset | 30 |
| 8.3 Sydän | 31 |
| 8.4 Onkologinen kuvantaminen | 31 |
| 8.5 Infektiot ja inflammatiot | 31 |
| 8.6 Kirjallisuutta | 31 |
| Liite Esimerkit kuvanlaadusta anatomisten alueiden mukaan | 32 |

Isotooppilääketieteen TT-opas

1. Johdanto

Isotooppitutkimusten yhteydessä tehtyjen tietokonetomografiakuvausten (TT-kuvausten) lukumäärät ovat kasvaneet viime vuosina huomattavasti: vuosien 2006 ja 2012 välillä tutkimusten määrä kahdeksankertaistui. Isotooppitutkimuksen yhteydessä tehty optimoimaton TT-kuvaus voi jopa kaksinkertaistaa potilaan altistuksen verrattuna pelkästä isotooppitutkimuksesta aiheutuvaan altistukseen (Kaijaluoto toim. 2014).

Positroniemissiotomografia- (PET) ja yksifotoniemissiotomografiatutkimusten (SPECT) yhteydessä tehtävän TT-kuvauksen oikeutus on arvioitava ennen kuvausta. Lisäksi on arvioitava, millaista kuvanlaatua TT-kuvaus edellyttää (Lajunen toim. 2015).

Tässä oppaassa esitellään TT-kuvausten optimoinnin periaatteita SPECT-TT- ja PET-TT-laitteilla tarvittavaan kuvanlaatuun perustuen sekä hyödyntämällä laiteteknisiä ominaisuuksia. Kuvanlaadun tasot esitetään sanallisesti suhteessa toisiin kuvanlaadun tasoihin sekä liitteenä olevin esimerkkikuvoin. Tässä oppaassa ei käsitellä ns. pienen virran TT- ja kartiokeilatietokonetomografialaitteita (KKTT), koska niillä laitetekniset optimointimahdollisuudet ovat vähäiset.

Tätä opasta täydentävät oppaassa Lasten TT-tutkimusohjeisto (Merimaa toim. 2012) esitetyt TT-tutkimusten optimoinnin perusteet diagnostisissa TT-kuvauksissa.

Säteilyturvakeskuksen julkaisuja TT-kuvauksiin liittyen ovat

- Isotooppitutkimukset ja -hoidot Suomessa 2012. STUK-B 169. Kaijaluoto S. (toim.). Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2014.
- Oikeutus säteilylle altistavissa tutkimuksissa – opas hoitaville lääkäreille. STUK opastaa / Maaliskuu 2015. Lajunen A. (toim.). Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2015.
- Lasten TT-tutkimusohjeisto. STUK opastaa / Syyskuu 2012. Merimaa K. (toim.). Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2012.
- Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004.

2. Yleistä

TT-kuvausta käytettiin aiemmin pääasiallisesti vain vaimennuskorjauksen tekemiseen ja anatomiseen paikantamiseen, mutta nykyisin TT-kuvaus tehdään yhä useammin diagnostiikkaa varten. Vaimennuskorjaus- ja paikannuskuvauksissa kuvanlaatu on vaatimaton ja potilaan säteilyaltistus voidaan optimoida vähäiseksi. Diagnostiikkaa varten tarvitaan kuitenkin parempaa kuvanlaatua ja tällöin myös säteilyaltistus kasvaa. TT-kuvauksen optimoinnilla tarkoitetaan parasta kompromissia tutkimuksessa tarvittavan kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen välillä. TT-kuvauksen suunniteluun tarvitaan siihen perehtynyt lääkäri, fyysikon ja röntgenhoitajan tiimi, joka huolehtii tutkimusprotokollien optimoinnista, asianmukaisuudesta ja tutkimuksia tekevän henkilökunnan perehdytyksestä.

Oikeutusarviointi ja lähete tarvitaan etukäteen

Oikeutusarviointista ovat vastuussa sekä potilasta hoitava lääkäri että isotooppilääkäri. Oikeutusarviointi sisältää kaksi tärkeää osaa: arvion siitä, onko isotooppitutkimuksen yhteydessä tehtävä TT-kuvaus yleensä oikeutettu lähetteessä mainituilla tiedoilla indikaatio mukaan lukien sekä arvion siitä, millaista kuvanlaatua ko. indikaatio edellyttää. Kuvausparametrit on määriteltävä tutkimusindikaation, potilaan iän ja koon sekä kuvattavan kohdealueen mukaisesti eikä samaa kuvausprotokollaa saa käyttää rutiininomaisesti kaikille potilaille millään laitteella. Poikkeuksena tästä ovat vaimennuskorjaukseen ja anatomiseen paikannukseen käytettävät kuvausprotokollat, joissa käytetään laitteen (sallimia) pienimpiä mahdollisia kuvausarvoja. Varsinkin lapsia, nuoria ja raskaana olevia kuvattaessa on aina harkittava, tarvitaanko isotooppitutkimuksen yhteydessä diagnostinen TT-kuvaus vai voisiko sen korvata ultraääni- tai magneettitutkimuksella.

TT-kuvauksen tarpeellisuutta SPECT-tutkimuksen yhteydessä voidaan arvioida kuvan 1 mukaisesti. Lisäksi muiden TT-kuvausten kuin vaimennuskorjauskuvausten tarpeellisuutta PET-kuvausten yhteydessä voidaan arvioida kuvan 2 mukaisesti.

2.1 Laiteteknisiä ominaisuuksia hyödynnetään optimoinnissa

Laitteiden uudet tekniset ominaisuudet mahdollistavat jossain määrin säteilyaltistuksen pienentämisen kuvanlaadun huonontumatta. Näitä ominaisuuksia ovat mm. uudet ilmaisinteknologiat, kuvausjännitteen automaattinen valinta ja pienentäminen, adaptiivinen kollimaatio, automaattinen putkivirran modulointi sekä iteratiiviset rekonstruktio-tekniikat. Käyttäjän vastuulla on hyödyntää näitä teknisiä mahdollisuuksia kuvausprotokollia suunnitellessaan.

Kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoimisen tekniikat on esitetty luvussa 5 ja laitevalmistajakohtaiset erityispiirteet luvussa 6.

2.2 Kuvausprotokolla optimoidaan kliinisten indikaatioiden mukaan

Potilaalle valitaan kliinisen indikaation mukaan laadittu kuvausprotokolla. Eri indikaatioille laaditaan etukäteen kuvausohjeet, joihin on määriteltävä tarvittavat kuvausalueet, kuvasarjojen määrä, haluttu kuvanlaadun ja säteilyaltistuksen taso, ohjeet varjoaineen käytöstä sekä muut mahdolliset ohjeet. Kuvasarjojen määrä pidetään niin vähäisenä kuin mahdollista. Useimmiten isotooppitutkimusten yhteydessä riittää yksivaiheinen kuvaus, sillä monivaiheinen kuvaus

on hyödyllinen vain harvoilla indikaatioilla. Eri tutkimusindikaatioiden vaatima kuvanlaatu SPECT-TT- ja PET-TT-tutkimuksissa on esitetty luvuissa 7 ja 8.

2.3 Tarvittava kuvanlaatu voidaan luokitella

Luvuissa 7 ja 8 kerrotaan, millaista kuvanlaatua kukin tutkimus edellyttää. Joissakin tapauksissa on myös annettu suositukset TT:llä kuvattavista kohdealueista, TT-kuvauksen optimaalisesta hengitysvaiheesta ja varjoaineen käytöstä. Tutkimuksen suorittaja valitsee halutun kuvanlaadun laitteelleen ominaisen kuvanlaatuindikaattorin avulla. Kuvanlaadun vaatimus on luokiteltu oppaassa seuraavasti:

- erinomainen
 - kuvassa vain vähän kohinaa, joten tutkimuksessa tarvitaan suurehko säteilyannos
 - soveltuu esim. TT-koronaariangiografiaan
- keskitasoinen
 - kuvan kohinataso kohtuullinen
 - soveltuu esim. lisäkilpirauhasten muutosten karakterisointiin ja pään ja kaulan alueen onkologiseen PET-TT-tutkimukseen
- tyydyttävä
 - kuvissa melko runsaasti kohinaa, joten tutkimuksen säteilyannos matalahko
 - soveltuu esim. kalkkiutumien pisteyttämiseen sydäntutkimuksissa ja lymfooman onkologiseen varjoainetehosteiseen PET-TT-tutkimukseen
- välttävä
 - kuvissa saa olla hyvin runsaasti kohinaa, joten säteilyannos saa olla lähes niin matala, kuin kuvauslaitteella on mahdollista
 - soveltuu esim. sydänperfuusiotutkimuksiin, vaimennuskorjauksen tekemiseen.

SPECT-TT- ja PET-TT-tutkimuksissa tarvittavat kuvalaadut on esitetty kootusti taulukoissa 1 ja 2.

Taulukko 1. Tarvittava TT:n kuvanlaatu SPECT-TT-tutkimuksissa.

| Tutkimus | Tarvittava kuvanlaatu |
|--|-----------------------|
| Vaimennuskorjaus TT | Välttävä tai huonompi |
| Sydänperfuusiotutkimus | Välttävä |
| Sydänperfuusiotutkimus, sisältäen kalkkiutumien pisteyttämisen | Tyydyttävä |
| Lisäkilpirauhasen paikannus | Tyydyttävä |
| Lisäkilpirauhasen muutoksen karakterisointi varjoainekuvauksella | Keskitasoinen |
| Muut tutkimukset | Välttävä |

Taulukko 2. Tarvittava TT:n kuvanlaatu PET-TT-tutkimuksissa.

| Tutkimus | Tarvittava kuvanlaatu |
|--|-------------------------------|
| Vaimennuskorjaus TT | Välttävä tai huonompi |
| Aivot | Välttävä |
| Endokrinologiset tutkimukset | Välttävä |
| Infektiot ja inflammaatiot | Välttävä |
| Onkologiset tutkimukset | |
| • Vartalon PET-TT ja samalla diagnostinen TT varjoaineella | Keskitasoinen tai erinomainen |
| • Vartalon PET-TT natiivina | Tyydyttävä |
| • Pään ja kaulan PET-TT | Keskitasoinen |
| • Vartalon PET-TT varjoaineen kanssa (lymfooma) | Tyydyttävä |
| • Lasten PET-TT | Välttävä |
| • Myöhäisvaiheen tarkentava PET-TT (useampivaiheinen tutkimus) | Välttävä |
| Sydäntutkimus, mukana koronaariangiografia | Erinomainen |

3. TT-laitteen toiminta

Tietokonetomografia, kuten kaikki röntgensäteilyä käyttävät tutkimustekniikat, perustuu röntgensäteilyn vaimenemiseen. Potilaan läpäisevä röntgensäteily tuo esille potilaan sisäisen rakenteen, koska erilaiset kudokset ja elimet vaimentavat röntgensäteilyä eri tavoin.

TT-laitteen kantarissa röntgensäteilyä tuottava röntgenputki ja sitä havaitseva ilmaisinjärjestelmä on kiinnitetty ympyrän muotoisen kehän vastakkaisille puolille. Kehän keskellä on aukko (kuvausaukko), jonka ympäri röntgenputki ja ilmaisinjärjestelmä pyörivät. Ilmaisimen yhdestä suunnasta keräämää tietoa säteilyn voimakkuudesta (intensiteetistä) kutsutaan projektioksi. Useista eri suunnista otettujen projektiodien avulla voidaan laskea kolmiulotteinen kuva tai ohuita leikekuvia potilaasta. Kuva – eli tietoa säteilyn vaimenemisesta – voidaan käyttää apuna sekä diagnostiikassa että isotooppilääketieteessä kohteen paikantamisessa ja vaimennuskorjausta tehtäessä.

Kuvausmoodia, jossa potilaspöytä ei liiku röntgensäteilytyksen aikana, kutsutaan aksiaalikuvaukseksi. Siinä yhdellä röntgenputken ja ilmaisinjärjestelmän pyörähdyksellä saadaan kuvattua yksi tai useampi aksiaalinen leike, riippuen laitteiston ilmaisinelementtien lukumäärästä. Kuvausmoodia, jossa säteilytyksen aikana röntgenputki pyörii ja potilaspöytä liikkuvat yhtä aikaa, kutsutaan helikaalikuvaukseksi (tunnetaan myös nimellä spiraalikuvaus).

3.1 Kuvausparametrit ja annossuureet

Kuvausparametrien valinnalla vaikutetaan kuvanlaatuun ja potilaan saamaan säteilyannokseen. Potilaan saamaan yksilölliseen annosjakumaan ja säteilylle altistuviin elimiin vaikuttavat potilaan koko, sukupuoli sekä kuvattava alue. Koska laitteiden annosnäytöt eivät ota huomioon potilaiden yksiköllisiä eroja, ei annosnäytön perusteella voida suoraan arvioida yksittäiselle potilaalle kuvauksesta aiheutuvaa säteilyriskiä.

3.1.1 Säteilykeilan leveys ja leikepaksuus

Säteilykeilan nimellinen leveys potilaan pituusakselin suunnassa (z-suunnassa) määrittää samanaikaisesti kuvattavan alueen pituuden. Säteilykeilan rajaimia eli kollimaattoreita käyttäen rajataan mekaanisesti säteilykeilan koko halutuksi. *Nimellinen leikepaksuus* (kollimoitu leikepaksuus) voidaan valita kuvausohjelman teknisistä valinnoista (esim. 0,625 mm). Nimellinen leikepaksuus on sidoksissa laitteen ilmaisimen elementtien kokoon. Säteilykeilan nimellinen leveys on nimellinen leikepaksuus kerrottuna leikkeiden määrällä (esim. $16 \cdot 1,2 \text{ mm} = 19,2 \text{ mm}$).

Rekonstruoitu leikepaksuus tarkoittaa kuvatusta raakadatasta muodostettavien katseltavien leikkeiden paksuutta. Pienin rekonstruoitu leikepaksuus on tyypillisesti sama kuin nimellinen leikepaksuus (ts. kuvauksessa käytettyjen ilmaisinelementtien koko). TT-laitteilla, joiden fokus piste vaihtaa nopeasti paikkaa kuvauksen aikana z-suunnassa voidaan rekonstruoida leikkeitä, joiden paksuus on noin puolet ilmaisinelementtien paksuudesta. Mitä ohuempia leikkeitä halutaan katsella, sitä suurempi säteilyannos tarvitaan halutun kuvanlaatuksen (kontrastikohinasuhteen) saavuttamiseen. Lisäksi mitä pienempää kohdetta halutaan tarkastella, sitä ohuempi rekonstruoitu leikepaksuus tarvitaan. Yleensä rekonstruoitu leikepaksuus valitaan indikaation mukaan.

Nimellinen leikepaksuus = kuvauksessa käytettävä leikepaksuus
 Rekonstruoitu leikepaksuus = katseltava leikepaksuus

TT-kuvasarjan raakadatasta rekonstruoidaan aina aksiaalisuunnan leikkeet. Vaimennuskorjaukseen sopiva rekonstruoitu leikepaksuus on 3–5 mm. Kun halutaan tarkastella myös muiden kuin aksiaalisuunnan leikkeitä, tulee aksiaalisuunnan leikkeiden paksuuden olla korkeintaan 1 mm. Suuremmilla leikepaksuuksilla sagittaali- ja koronaarisuunnan leikkeissä kohteiden reunat piirtyvät porrasmaisesti.

Helikaalikuvauksessa kuvanmuodostus edellyttää, että kuvausalueen alussa ja lopussa kerätään hieman ylimääräistä kuvatieta, jolloin säteilyaltistus ulottuu myös jonkin verran määritetyn kuvausalueen ulkopuolelle (ns. helikaalikuvauksen ylisäteilytys, *overscanning*). Helikaalikuvauksen ylisäteilytys on suhteellisesti merkittävämpää lyhyillä kuvausalueilla, jolloin ylisäteilytyksen osuus voi olla suurimmillaan noin 20 % kokonaisannoksesta. Tästä syystä lyhyillä helikaalisarjoilla voidaan harkita käytettäväksi ilmaisimesta kapeampaa osuutta eli pienempää nimellistä keilanleveyttä, jolloin ylisäteilytysalue jää pienemmäksi. Kyse on kuitenkin suuruusluokaltaan vain noin 10 %:n annossäästöstä ja tällöin kuvausaika samalla pitenee; keilanleveyden puolitus kaksinkertaistaa kuvausajan. Joissakin uusimmissa laitteissa helikaalikuvauksen ylisäteilytystä on vähennetty adaptiivisen kollimoinnin avulla. Tämä on syytä varmistaa laitetoimittajalta tai lääketieteellisen fysiikan asiantuntijalta.

3.1.2 Kuvattava ja katseltavan kuva-alan koko, SFOV ja DFOV

Säteilykeilan koko potilaan pituussuunnassa (z-suunta) määräytyy säteilykeilan nimellisestä leveydestä. Lisäksi useimmilla laitteilla voidaan myös vaikuttaa säteilykeilan kokoon kuvaustasossa (aksiaalitaso, xy-taso) valitsemalla *kuvattavan kuva-alan* koko SFOV (Scan Field of View). Valittaessa kuva-alan kokoa tulee varmistaa, että potilaan ääriviivojen tulee sisältyä kokonaisuudessa SFOV:n sisälle jotta voidaan välttää osittaisesta säteilytyksestä tulevat kuvavirheet.

Katseltavan kuva-alan koon DFOV:n (Display Field of View) valinnalla määritetään leikekuvissa näkyvät kohteet ja lopullinen paikkaerotuskyky aksiaalitasossa. Yksittäinen aksiaalitason TT-kuva muodostuu tyypillisesti $512 \cdot 512$ kuva-alkiota sisältävästä kuvamatriisista. Kuva-alkioiden koko, joka vaikuttaa osaltaan yksityiskohtien erottumiseen, on sitä suurempi, mitä laajemmaksi DFOV venytetään. Vastaavasti pienemmäksi rajatulla DFOV:lla aksiaalitason kuva-alkiokoko pienenee ja paikkaerotuskyky paranee. Samalla kohina lisääntyy eli kuvasta tulee rakeisempi. Tyypillisesti DFOV ei ole suurempi kuin SFOV, koska SFOV määrittelee kuvattavan alueen. Joidenkin valmistajien ohjelmistot mahdollistavat kuitenkin kuvan rekonstruoinnin myös SFOV:n ulkopuolella. Tällöin tulee kuitenkin huomioida, että perifeerinen kuvanlaatu ei ole riittävä diagnostiikkaan, mutta tyypillisesti se kelpaa esimerkiksi vaimennuskorjaukseen.

TT-laitteissa on yleensä yksi tai useampi keilanmuotosuodatin (beam-shaping filter), joka vaikuttaa sekä kuvanlaatuun että potilasannoksen jakautumiseen aksiaalitasossa. Suodatin säilyttää suurimman säteilyn intensiteetin paksuimmassa ja eniten vaimentavassa kohdassa keskellä potilasta, sekä vähentää säteilyn intensiteettiä vähemmän vaimentavilta kohdilta

potilaan reuna-alueilla. Suodatin siis tasoittaa annos- ja kohinajakaumaa aksiaalitasossa, mikäli potilas on oikein keskitetty. Potilaan huolellisella keskittämällä isosentriin varmistetaan keilanmuotosuodattimien oikea toiminta. Laitteen keilanmuotosuodattimen muoto määräytyy kuvausohjelmassa valitun kuvattavan kuva-alan koon (SFOV) mukaisesti, mikäli suodattimia on useita erilaisia. Jo muutaman senttimetrin (4–6 cm) keskitysvirhe kasvattaa kohinaa kymmenillä prosenteilla (Kaasalainen 2014).

3.1.3 Putkijännite

Röntgensäteilyn energia vaikuttaa säteilyn läpitunkevuuteen. Mitä korkeampaa energiaa käytetään, sitä vähemmän säteily vaimenee kulkiessaan aineen läpi. Ihmisen eri kudosten kyky vaimentaa säteilyä riippuu myös röntgensäteilyn energiasta, joten putkijännitteen valinta vaikuttaa kuvan kontrastiin. Alhaisemmalla putkijännitteellä kuvan kontrasti paranee, mutta samalla kohina lisääntyy.

Putkijännite vaikuttaa myös potilaan säteilyaltistukseen. Kasvatettaessa putkijännitettä arvosta 120 kV arvoon 140 kV ja pitämällä muut kuvausparametrit muuttumattomina, kasvaa potilaan saama säteilyannos huomattavasti. TT-laitteissa käytettävät putkijännitteet ovat välillä 70–140 kV.

3.1.4 Putkivirta ja sähkömäärä

Röntgensäteilyn voimakkuus on suoraan verrannollinen putkivirtaan, mutta se ei vaikuta säteilyn läpitunkevuuteen. Kuvasajan (yksikkö s) ja putkivirran (yksikkö mA) tuloa kutsutaan sähkömääräksi (Q). Sähkömäärän yksikkö on mAs. Usein sähkömäärään viitataan termillä mAs, jota käytetään jatkossa myös tässä oppaassa. Potilaan säteilyannos on suoraan verrannollinen röntgenputken sähkömäärään. Kuvan rakeisuus eli kohina on sen sijaan kääntäen verrannollinen säteilyannoksen neliöjuureen. Sähkömäärän muutoksen vaikutus potilaan annokseen ja kuvan kohinaan voidaan siis helposti ennustaa laskennallisesti.

Potilaan säteilyannos on suoraan verrannollinen putkivirran (mA) ja kuvasajan (s) tuloon eli sähkömäärään (mAs). Mikäli mAs-arvo kaksinkertaistuu, myös annos kaksinkertaistuu.

Käytetyt putkivirrat vaihtelevat alhaisimmiltaan noin 16 mA:sta ("matala-annos TT") noin 750 mA:iin (sydäntutkimuksen TT).

3.1.5 Pitch

Pitch tarkoittaa kuvauspöydän siirtoa yhden röntgenputken pyörähdysten aikana jaettuna säteilykeilan z-suunnan nimellisellä leveydellä. Automaattista putkivirransäätöä käytettäessä kuvausohjelma yleensä laskee putkivirtaa automaattisesti kun pitch-arvoa pienennetään, jolloin potilaan säteilyannos ja kuvan kohina eivät muutu alkuperäisestä. Samoin putkivirta nousee automaattisesti, mikäli pitch-arvoa nostetaan. Kun automaattinen putkivirransäätö on toiminnassa, pitch-arvolla voi siis vaikuttaa ainoastaan kuvausnopeuteen, ei potilaan annokseen. Mikäli automaattinen virransäätö ei ole käytössä, voi pitch-arvoa nostamalla sekä nopeuttaa kuvausta että pienentää potilasannosta. Tällöin pitch-arvo ja potilasannos ovat

kääntäen verrannollisia.

Jos automaattista virransäätöä käyttämällä ei päästä riittävän pienen annokseen, voidaan käyttää mahdollisimman pientä kiinteää mA-arvoa, nopeinta pyörähdysaikaa ja isompaa pitch-arvoa. Tämä voi tulla kysymykseen pienimmillä lapsipotilailla.

Jos laite säätää automaattisesti käytettävää virtaa pitch-arvon muuttuessa, myös kuvauksessa käytetty sähkömäärä mAs muuttuu. Osa laitteista käyttää sähkömäärän ilmoittamiseen pitch-arvon suhteen vakiona pysyvää efektiivistä mAs-arvoa (Eff. mAs).

$$\text{Efektiivinen mAs} = \frac{\text{kuvauksessa käytettävä sähkömäärä (mAs)}}{\text{pitch}} \quad (1)$$

3.1.6 Pyörähdysaika

Pyörähdysajalla tarkoitetaan aikaa, joka röntgenputkelta kuluu yhteen pyörähdykseen. Pyörähdysajan lyhentäminen vähentää mm. potilaan hengittämistä aiheutuvia kuvavirheitä eli liikeartefakteja. Automaattinen putkivirran säätö kasvattaa putkivirtaa, kun pyörähdysaikaa lyhennetään, jotta kuvanlaatu pysyy vakiona. SPECT-TT- ja PET-TT-kameroilla pyörähdysajat ovat välillä 0,3–1,5 s.

3.1.7 Annossuureet

TT-laitteen tuottamaa säteilyannosta kuvataan tyypillisimmin termeillä $CTDI_{vol}$ ja DLP_w . TT-annoksen tilavuuskeskiarvo $CTDI_{vol}$ ilmaisee kuvausalueelle tulevaa keskimääräistä säteilyannosta standardikokoisessa testikappaleessa*. Tämä testikappale eli fantomi on polymetyyliakrylaatista (PMMA) valmistettu sylinteri, jonka halkaisija on 16 cm (pää) tai 32 cm (vartalo). Painotettu annoksen ja pituuden tulo DLP_w on puolestaan $CTDI_{vol}$:n ja kuvatusalueen pituuden d tulo.

$$DLP_w = CTDI_{vol} \cdot d \quad (2)$$

Nyky aikaisten TT-laitteiden annosnäytöissä ilmoitetaan yleensä molemmat annosyksiköt, sekä $CTDI_{vol}$ että DLP_w . Koska TT-laitteen annosnäyttö kuvaa säteilyannosta sylinterinmuotoisessa ja vakiokokoisessa pleksikappaleessa, se ei ota huomioon potilaan kokoa eikä siten kuvaa luotettavasti potilaan todellisuudessa saamaa säteilyannosta. Potilaan elinannosten tai efektiivisen annoksen määrittäminen edellyttääkin lääketieteellisen fysiikan asiantuntijan tekemää arviointia.

Lopulliset potilastutkimuksen annosparametrien arvot ($CTDI_{vol}$ ja DLP_w) ovat tarkasteltavissa tutkimuksen jälkeen annosraportista, jonka voi tallentaa kuva-arkistoon. Annosparametrien tulkintaa varten tarvitaan tieto laskennassa käytetystä fantomikoosta (16 tai 32 cm). Jos annosfantomien kokoa ei ole ilmoitettu, on asia syytä varmistaa laitteen käyttöohjeista tai laitetoimittajalta. Samoilla kuvausarvoilla 16 cm:n fantomille ilmoitettu annostaso on likimain kaksinkertainen 32 cm:n fantomilla mitattuun annokseen verrattuna.

Ohjeet TT-annosten ($CTDI_{vol}$ ja DLP_w) mittaamiseen on annettu oppaassa: *Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen*, STUK tiedottaa 1/2004.

* Aikaisemmissa STUKin julkaisuissa on $CTDI_{vol}$ asemesta käytetty merkintää $MSAD_w$.

3.2 Kuvan muodostus

3.2.1 TT-kuvien rekonstruktio

TT-kuvauksessa raakadata muodostuu potilaan vaimentaman säteilyn signaalista. SPECT- ja PET-kuvauksissa raakadatana on potilaassa hajoavan radioaktiivisen aineen aiheuttama signaali. Kuvan rekonstruktio on laskennallinen prosessi, jossa kuvauksen aikana kerätty tieto säteilyn vaimenemisesta potilaassa muunnetaan kuvaksi. TT-kuvissa potilaassa tapahtuva säteilyn vaimeneminen esitetään usein kuva-alkion TT-arvona. TT-arvon yksikkö on Hounsfield Unit (HU). Ilman HU-arvo on -1000 ja veden 0. Näiden tulisi olla riippumattomia röntgensäteilyn energiasta ja siten toimia TT-arvoasteikon kiintopisteinä. Käytännössä HU-arvot riippuvat jonkin verran röntgensäteilyn energiasta, eli käytetystä putkijännitteestä.

TT-kuvien rekonstruktio menetelmät voidaan karkeasti jakaa suodatettuun takaisinprojektion (FBP) perustuviin menetelmiin ja viimeaikoina yleistyneisiin iteratiivisiin menetelmiin.

Suodatetun takaisinprojektion suurimmat edut ovat sen nopeus ja menetelmään liittyvä pitkä käyttökokemus, joiden takia suodatettu takaisinprojektiio on vielä TT:ssä yleisesti käytetty rekonstruktio menetelmä. Suodatetun takaisinprojektion suurin puute on, että siinä on vaikea tehdä kuvanlaatua korjaavia mallinnuksia.

Iteratiivisilla menetelmillä voidaan saavuttaa huomattava parannus kuvanlaadussa, jolloin tarvittava kuvanlaatu voidaan saavuttaa pienemmällä säteilyaltistuksella suodatettuun takaisinprojektiioon verrattuna.

3.2.2 SPECT- ja PET-kuvien rekonstruktio

Vaimennuskorjaus

Säteilyn vaimentumisen aiheuttamia vääristymiä isotooppikuvissa voidaan korjata vaimennuskorjauksella. Hybridikuvauslaitteissa SPECT-TT:ssä ja PET-TT:ssä TT-kuvaa käytetään mallintamaan säteilyn vaimenemista kuvauskohteessa. TT-kuva on kuitenkin ensin muutettava vaimennuskartaksi. TT-kuva muutetaan aluksi SPECT- tai PET-kuvan matriisi- ja pikselikokoon ja tämän jälkeen TT-kuvan HU-yksiköt muunnetaan SPECT- tai PET- kuvauksessa käytetyn radionuklidin energiaa vastaavaksi vaimennuskartaksi. Alla on esitetty erilaisten TT-kuvaa häiritsevien tekijöiden vaikutus vaimennuskartan muodostukseen.

Kohina

TT-kuvan kohinalla on suuri vaikutus diagnostiseen tarkkuuteen, mutta vaimennuskorjaukseen käytetyn TT-kuvan laadun ei tarvitse olla hyvä. Vaimennuskartan kohinan ja vääristymien vaikutus rekonstruoitavaan SPECT- tai PET-kuvaan on monimutkaista. Kirjallisuudessa on kuitenkin esitetty, että TT:n putkivirtaa voidaan laskea nykyisten ns. pienen annoksen protokollien alapuolelle ilman, että vaimennuskartan sisältämä kohina merkittävästi kasvattaisi rekonstruoitavan SPECT- tai PET-kuvan kohinaa (Xia ym. 2012).

Metallista aiheutuvat kuvavirheet

Potilaan kehon pinnalla tai sisällä olevat metalliesineet kuten elektrodit, hammaspaikat,

sydämen tahdistimet, leikkausklipsit ja implantit voivat aiheuttaa TT-kuviin kuvavirheitä. Metalliesineiden aiheuttamat kuvavirheet voivat edetä vaimennuskartan välityksellä myös SPECT- ja PET-kuviin. Elektrodien ja hammaspaikkojen vaikutus tomografisien isotooppikuvien visuaaliseen laatuun on usein pieni, mutta ne voivat haitata kvantitatiivista analyysia (Lemmens ym. 2008, Nahmias ym. 2008). Sydämentahdistimet ja niihin liittyvät johdot eivät yleensä häiritse vaimennuskorjattuja SPECT- ja PET-kuvia, mutta rytmihäiriötahdistimiin (ICD) liittyvät johtimet voivat vaikuttaa tomografisien isotooppikuvien tulkintaan (DiFilippo ja Brunken 2005). Isot metalli-implantit kuten keinoonivelet voivat aiheuttaa merkittäviä kuvavirheitä vaimennuskorjattuihin SPECT- ja PET-kuviin (Abdoli ym. 2011).

Röntgenvarjoaineet

Röntgenvarjoaineet vaimentavat TT-kuvauksen röntgensäteilyä huomattavasti enemmän kuin radionuklidien tuottamaa korkeamman energian gammasäteilyä. Tämä voi johtaa vääristymiin TT-pohjaisissa vaimennuskartoissa ja aiheuttaa kuvavirheitä vaimennuskorjatuissa isotooppikuvissa. Vääristymät voivat korostua runsaasti varjoainetta sisältävissä rakenteissa kuten verisuonissa tai virtsateissä. Varjoaineen käytöstä aiheutuvia virheitä on mahdollista hallita tarkastelemalla vaimennuskorjattujen kuvien rinnalla vaimennuskorjaamattomia kuvia. Varjoaineiden vaikutusta on tutkittu pääasiassa PET-TT-kuvauksen yhteydessä. Varjoaineiden ei ole havaittu vaikuttavan merkittävästi vaimennuskorjattujen isotooppikuvien kliiniseen visualiseen tulkintaan, mutta niillä voi olla vaikutuksia PET-kuvan kvantitatiivisiin arvoihin, kuten SUV-arvoihin (Standardized Uptake Value) (Behrendt ym. 2012, McKeown ym. 2012, Prechtel ym. 2012).

Eripaikkaisuus

Hybridilaitteessa isotooppikuvaus (SPECT tai PET) ja TT-kuvaus tehdään ajallisesti peräkkäin, vaikka laitteet on yhdistetty. Isotooppikuvauslaitteen ja TT-laitteen geometrinen asema toistensa suhteen (alignment) on varmistettava laadunvalvonnassa (Järvinen 2010). Jos potilas liikkuu kuvausten välillä, tomografinen isotooppi- ja TT-kuva eivät välttämättä paikannu täydellisesti päällekkäin. Tämän lisäksi TT:n paljon SPECTiä tai PETiä suurempi kuvausnopeus voi johtaa hengitysliikkeiden aiheuttamaan eripaikkaisuuteen. Molemmissa tilanteissa TT:stä laskettavan vaimennuskartan eripaikkaisuus voi johtaa virheisiin vaimennuskorjatussa SPECT- ja PET-kuvassa. Isotooppi- ja TT-kuvan eripaikkaisuutta on tutkittu paljon erityisesti sydänkuvauksien yhteydessä (McQuaid ja Hutton 2008, Osman ym. 2003, Gould ym. 2007). Eripaikkaisuutta on kirjallisuudessa dokumentoitu jopa yli 40 %:ssa sydänlihasperfuusiotutkimuksista (Goetze ja Wahl 2007) ja yhden pikselin paikkaeron on havaittu synnyttävän jo noin 15 % eron paikallisessa aktiivisuusjakaumassa (Matsunari 1998).

3.3 Kirjallisuutta

Abdoli M, de Jong JR, Pruim J, Dierckx RAJO, Zaidi H. Reduction of artefacts caused by hip implants in CT-based attenuation-corrected PET images using 2-D interpolation of a virtual sinogram on an irregular grid. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011; 38:2257–2268.

Behrendt FF, Temur Y, Verburg FA, Palmowski M, Krohn T, Pietsch H, Kuhl CK, Mottaghy FM. PET/CT in lung cancer: Influence of contrast medium on quantitative and clinical assessment. *Eur Radiol* 2012; 22:2458–2464

DiFilippo FR, Brunken RC. Do implanted pacemaker leads and ICD leads cause metal-related artifact in cardiac PET/CT? *J Nucl Med* 2005;46:436–443.

Goetze S, Wahl RL. Prevalence of misregistration between SPECT and CT for attenuation-corrected myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2007;14:200–206.

Gould KL, Pan T, Loghin C, Johnson NP, Guha A, Sdringola S. Frequent diagnostic errors in cardiac PET/CT due to misregistration of CT attenuation and emission PET images: a definitive analysis of causes, consequences, and corrections. *J Nucl Med.* 2007;48:1112–1121.

Järvinen H (toim.) Isotooppitutkimuslaitteiden laadunvalvontaopas. STUK tiedottaa 1/2010. Helsinki; Säteilyturvakeskus; 2010.

Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V, Kortensniemi M. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *American Journal of Roentgenology* 2014; 203.1:123–130.

Lemmens C, Montandon M-L, Nuyts J, Ratib O, Dupont P, Zaidi H. Impact of metal artefacts due to EEG electrodes in brain PET/CT imaging. *Phys Med Biol* 2008; 53:4417–4429.

Matsunari I, Böning G, Ziegler SI, Kosa I, Nekolla SG, Ficaro EP, Schwaiger S, Schwaiger M. Effects of misalignment between transmission and emission scans on attenuation-corrected cardiac SPECT. *J Nucl Med.* 1998;39:411–6.

McKeown C, Dempsey MF, Gillen G, Paterson C. Quantitative analysis shows that contrast medium in positron emission tomography/computed tomography may cause significant artefacts. *Nucl Med Commun* 2012;33:864–871.

McQuaid SJ, Hutton BF. Sources of attenuation-correction artefacts in cardiac PET/CT and SPECT/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2008;35:1117-1123.

Merimaa K. (toim.). Lasten TT-tutkimusohjeisto. STUK opastaa, syyskuu 2012. Helsinki; Säteilyturvakeskus; 2012.

Nahmias C, Lemmens C, Faul D, Carlson E, Long M, Blodgett T, Nuyts J, Townsend D. Does reducing CT artifacts from dental implants influence the PET interpretation in PET/CT studies of oral cancer and head and neck cancer? *J Nucl Med* 2008;49:1047–1052.

Osman MM, Cohade C, Nakamoto Y, Wahl RL. Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET-CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2003;30:603–606.

Prechtel HW, Verburg FA, Palmowski M, Krohn T, Pietsch H, Kuhl CK, Mottaghy FM, Behrendt FF. Different intravenous contrast media concentrations do not affect clinical assessment of 18F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography/computed tomography scans in an intraindividual comparison. *Invest Radiol* 2012;47:497–502.

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004.

Xia T, Alessio AM, De Man B, Manjeshwar R, Asma E, Kinahan PE. Ultra-low dose CT attenuation correction for PET/CT. *Phys Med Biol* 2012; 57:309–328.

4. SPECT-TT- ja PET-TT-kuvauksen vaiheet

4.1 Kuvaukseen valmistautuminen

Huolellinen valmistautuminen vähentää kuvauksen epäonnistumisen riskiä. Ennen kuvaukseen saapumista potilas on ohjeistettava mahdollisen paaston, nesteytyksen ja lääketaukojen varalta. Useimmiten yhdistelmäkuvantamistutkimuksiin liittyvät TT-kuvaukset ovat kuitenkin sellaisia, etteivät ne vaadi potilaalta veden juomista tai lääketaukoa. Tarve esivalmisteluihin tulee useimmiten isotooppitutkimuksista. Esimerkiksi fluorideoksiglukooksilla (FDG) tehtäviä PET-tutkimuksia varten tulee paastota ja lisäksi pirauhasen gammakuvausta varten on tarpeen olla käyttämättä lisäksi pirauhasen vajaatoiminnan lääkitystä.

Potilaan saavuttua sairaalaan tehdään seuraavat valmistelut:

- kerrotaan kuvauksen kulku etukäteen
- tiedustellaan mahdollisesta varjoaineilyherkkyydestä ja varjoaineen käytön muista vasta-aiheista, esim. munuaisten vajaatoiminnasta
- laitetaan kanyyli varjoainetta varten
- varmistetaan, että potilaalla on kuvaukseen soveltuvat vaatteet, eli vaatteet joissa ei ole metallia.
- ohjeistetaan hengittäminen (useimmiten kuvataan vapaassa hengityksessä)
- tiedustellaan mahdollisesta raskaudesta.

4.2 Potilaan asettelu

Potilas asetellaan mahdollisimman keskelle kuvausaukkoa, jotta annosmodulaatio toimii oikein. Huono keskitys kasvattaa potilasannosta huomattavasti ja voi heikentää kuvanlaatua. Vatsaa kuvattaessa kädet ja käsivarret nostetaan hartiatason yläpuolelle. Ellei se ole mahdollista, kädet asetellaan vatsan päälle niin, että vartalon ja käsivarsien väliin laitetaan tyyny kuvavirheiden vähentämiseksi.

Potilaan fiksaatio ja hengitysohjeistus

Potilaan fiksaation ja hengitysohjeistuksen avulla pyritään minimoimaan potilaan liikkeestä aiheutuvat kuvavirheet.

4.3 Kuvauksen kenttäkoon valinta

Kuvauksen kenttäkoko (SFOV) tulee valita tutkimuksen mukaan, koska se määrää keilamuotosuodattimen (ks. 3.1.2).

4.4 Kuvausprotokollan valinta

Yleiset periaatteet kuvausprotokollan valinnalle on käsitelty kohdassa 2.2.

Isotooppitutkimuksen yhteydessä tehtävää TT-tutkimusta suunniteltaessa on syytä selvittää, onko potilaalle suunniteltu myös diagnostista TT-tutkimusta. Erillinen diagnostinen TT-tutkimus voidaan usein korvata yhdistelmäkuvauksella, jolloin välttyttäisiin ylimääräiseltä TT-kuvaukselta. Esimerkiksi yhdistelmäkuvausten vaimennuskorjaus välttävällä kuvanlaadulla

voidaan vaihtaa tehtäväksi keskitasoisella kuvanlaadulla diagnostiikkaa varten ja näin potilas säästyy välttävällä kuvanlaadulla tehtävän vaimennuskorjauskuvauksen säteilyaltistukselta.

4.5 Säteilysuojaimien käyttö

Yhdistelmäkuvaauksissa kuvausalueelle tulevista säteilysuojaimista ei ole apua, vaan ennemminkin haittaa. Isotooppikuvantamisen aikana säteilysuojat estävät potilaassa olevan radioaktiivisesta lääkkeestä tulevan säteilyn pääsemisen kuvailmaisimille. TT-kuvauksen aikana käytetyt säteilysuojaimet voivat aiheuttaa virheitä vaimennuskorjaukseen ja heikentää kuvanlaatua.

Uusimmissa TT-laitteissa on käytettävissä annosmodulaatio, jolla valittuja pintakudoksia voidaan suojella. Tarkemmin tästä menetelmästä on kerrottu kohdassa 5.2.

4.6 Suunnittelukuva

Kuvattava alue valitaan suunnittelukuvan eli ns. scout-kuvan tai topogrammin perusteella. Suunnittelukuva otetaan vain tarvittavalta alueelta, kuitenkin kattaen koko kohdealueen annosmodulaation toiminnan varmistamiseksi. Automaattinen virransäätö käyttää yleensä suunnittelukuvasta saatavaa potilaan vaimennustietoa tarvittavan kuvausvirran arviointiin potilaan eri kohdissa pituussuunnassa (z-suunta). Kulmamodulaatio tapahtuu joko lähes reaaliaikaisen seurannan tai laskennallisen menetelmän perusteella. Moduloinnin onnistumiseksi on tärkeää, ettei suunnittelukuvassa ole valitulla kuvausalueella mitään ylimääräistä vaimentavaa materiaalia, kuten säteilysuojaimia. Suunnittelukuvauksen ja varsinaisen kuvaussarjan putkijännite voivat poiketa toisistaan annosmodulaation siitä häiriintymättä.

Suunnittelukuvan avulla valitaan kuvausalue ja se on tehtävä erittäin huolellisesti, sillä kuvausalueen rajoittaminen on yksi tärkeimmistä optimointikeinoista. Rajaamalla säteilytettyä elinaluetta vähennetään potilaan kokonaisaltistusta.

4.7 Varjoaineen käyttö

Suonensisäistä varjoainetta voidaan käyttää SPECT-TT:n ja PET-TT:n yhteydessä samoista syistä kuin TT:ssä yleensäkin. Varjoaine lisää elinten ja niiden sisäisten rakenteiden ja muutosten välistä kontrastieroa. Tätä kutsutaan rakenteiden tehostumiseksi. Tällöin voidaan paikantaa isotooppikuvissa näkyvät kertymät tarkemmin kuin ilman varjoainetta tehdyn TT-kuvauksen perusteella. Rakenteiden tehostuminen voi myös tarkentaa TT-kuvista tehtyä diagnostiikkaa. Varjoainetehosteisissa yhdistelmäkuvaauksissa TT:stä aiheutuva säteilyaltistus voidaan saada jopa pienemmäksi kuin vastaavan alueen tavanomaisessa TT-kuvauksessa, koska isotooppikuvista saatava informaatio kompensoi TT-kuvan hieman heikompa laatua. Yhdistelmäkuvaauksen poikkeavat löydökset ovat usein varmempia silloin, kun käytetään suonensisäistä varjoainetta. Tällöin lisäkuvantamisen, kuten diagnostisen TT:n, tarve vähenee. Varjoaineen mahdollinen käyttö tulee optimoida potilaan painon ja kuvausindikaation mukaan.

Yhdistelmäkuvaus varjoaineen kanssa on yleensä yksivaiheinen (parenkyyymi- tai venavaihe). Monivaiheisuus ei tyypillisesti ole haluttavan informaation kannalta tarpeen ja toisaalta yhdistelmäkuvaaukset ovat jo ilman varjoainettakin monimutkaisia ja monialaista osaamista vaativaa toimintaa. Myös laitetekniset seikat voivat rajoittaa varjoaineen käyttöä. Varjoaineen ruiskutus pyritään pitämään vakioituna ja yksinkertaisena.

Suonensisäisen jodivarjoaineen vasta-aiheita ovat merkittävästi alentunut munuaisfunktio (esim. GFR < 45 ml/min/1,7 m²) tai jodiallergia. Pelkästään yhdistelmäkuvaukseen liittyviä jodivarjoaineen vasta-aiheita ei ole. Mikäli potilaalla on käytössä diabeteksen metformiinilääkitys, joka lisää varjoaineen munuaistoksisuutta, tulee lääkkeen tauottamisen tarve tarkastaa. Tauotus ei ole tarpeen, kun potilaan arvioitu glomerulusten suodatusnopeus (eGFR, Estimated Glomerular Filtration rate) on yli 45 ml/min/1,73 m² (Thomsen ja Webb 2014).

Parenkymielinten varjoainetehostumiseen vaikuttavat sekä jodin kokonaismäärä että potilaan paino. Ruiskutettavan varjoaineen kokonaismäärä on suhteutettava potilaan painoon, koska paino korreloi positiivisesti verivolyymiin. Tästä syystä isokokoisilla henkilöillä samansuuruinen varjoainemäärä johtaa heikompaan varjoainetehostumiseen kuin pienemmillä henkilöillä. Ylipainoisille varjoainetta ei kannata kuitenkaan antaa niin paljon kuin paino edellyttäisi, koska rasvakudoksessa verisuonitus on esim. viskeraalielimiä vähäisempää.

Esimerkki varjoaineen käytöstä

Varjoaineen konsentraatio on 350 mgI/ml.

Varjoaineen määrä on yksi millilitra painokiloa kohden. Paino lasketaan summana: potilaan paino + 15 kg. Tällöin esim. 65 kg painava potilas saa 80 ml ja 80 kg potilas 95 ml varjoainetta. Tässä esimerkkiprotokollassa ei yleensä anneta yli 95 ml varjoainetta ja vain erittäin pienipainoisille annetaan alle 80 ml varjoainetta. Mahdollinen munuaisten vajaatoiminta otetaan huomioon varjoaineen määrässä.

Ruiskutuksen ja kuvauksen välinen viive on 65 s. Tällöin kuvaus vastaa koko vartalon alueella venavaihetta. Yhdistelmäkuvauksissa koko TT:n kuvausalue kuvataan yleensä kerralla. Varjoaineruiskutuksen ja kuvauksen välinen viiveaika on kompromissi, vaikka tavanomaisessa vartalon TT:ssä rintakehä kuvataan eri viiveellä kuin vatsan alue.

Varjoaineruiskutuksen jälkeen on suositeltavaa ruiskuttaa välittömästi 40–50 ml keittosuolaliuosta, joka puskee varjoaineen loppuosankin verenkiertoon. Keittosuolaruiskutus lisää varjoainetehostumista 5–10 %.

4.8 Kirjallisuutta

Jartti A, Lantto E, Rinta-Kiikka I, Vuore J. Vatsan TT-tutkimukset – suositukset omien kuvauskäytäntöjen kehittämiseen. Suomen Vatsaradiologien työryhmän suositus, tammikuu 2012. <https://www.sry.fi/file.php?557>

Thomsen HS, Webb JAW (eds.). Contrast media. Safety issues and ESUR guidelines. Third edition. Wien: ESUR; 2014.

Electronic version 9.0. <http://esur2015.org/index.php/en/>

5. Tekniikat kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimoimiseksi

5.1 Automaattinen putkivirran säätö

Automaattinen putkivirransäätö (mA-modulaatio, AEC) pyrkii kompensoimaan kohteen geometriasta ja kudusrakenteesta johtuvat erot säteilyn vaimenemisessa, jotta kuvanlaatu säilyisi samana koko kuvausalueella. Putkivirtaa voidaan säätää sekä röntgenputken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio, kulmamodulaatio) että potilaan pituusakselin suuntaisesti (z-modulaatio). Ohjelmisto päättää kuvattavan potilaan vaimennusominaisuudet joko ennen leikekuvausta otetuista suunnittelukuvista (scout, topogrammi) tai reaaliaikaisesti kuvauksen aikana, tai käyttäen molempia.

Automaattisella putkivirran säädöllä on oikein käytettynä ja huolellisesti asetukset valitsemalla mahdollista pienentää potilaan säteilyaltistusta. Lisäksi sen avulla kuvanlaatu on tasaisempi, kuvavirheitä on vähemmän ja röntgenputken kuormitus on vähäisempää. Automaattisen putkivirran toiminta on toteutettu hieman eri tavoin valmistajista riippuen.

5.2 Pinnallisten säteilyherkkien elinten altistuksen pienentäminen

Tavanomaisen automaattisen putkivirran säädön lisäksi voidaan käyttää tekniikkaa, jossa putkivirtaa ja sen avulla säteilyaltistusta voidaan pienentää säteilylle herkkien elinten, kuten rintojen, kilpirauhasen ja silmien kohdalla. Käyttäjän on silloin syytä varmistua, kasvaako altistus vastakkaisessa suunnassa. Käytetty tekniikka ei vaikuta kuvanlaatuun tai kohinaan merkittävästi. Tekniikka mahdollistaa 10–30 % vähäisemmän säteilyaltistuksen pienissä pinnallisissa kohteissa. Isoilla potilailla vaikutus on suurempi kuin pienillä potilailla. Menetelmän avulla säteilyaltistuksen pieneminen on samaa luokkaa kuin vismuttisuoja käytettäessä, mutta siitä ei aiheudu kuvavirheitä. Tekniikka ei ole vielä kaikkien laitevalmistajien käytössä. Tekniikan kauppanimiä ovat mm. X-Care ja Organ Dose Modulation.

5.3 Putkijännitteen alentaminen

Alhaisempaa putkijännitettä (70–100 kV) voidaan hyödyntää annoksen optimoinnissa erityisesti pienikokoisilla potilailla ja varjoainetta käytettäessä. Tällöin kuvan kontrasti paranee ja potilaan säteilyaltistus pienenee jopa kymmeniä prosentteja. Alhaisemmalla putkijännitteellä kuvan kohina lisääntyy, mutta kontrastin parantuminen kompensoi kohinan kasvua, jolloin nettovaikutus kuvanlaatuun on usein positiivinen. Alhaisemman jännitteen myötä muuttunut kuvan kontrasti saattaa kuitenkin edellyttää radiologilta ja isotooppilääkäriltä totuttelua kuvan katselussa. Kun kuvaus tehdään ilman laskimon sisäistä varjoainetta, optimoinnin pääpaino on kohinan hallinnassa. Tällöin putkijännitettä voidaan laskea vähemmän. Isokokoisilla potilailla putkijännitettä ei yleensä kannata laskea edes varjoainetehosteisissa kuvauksissa.

Usean laitevalmistajan laitteisiin on saatavilla automaattinen putkijännitteen valinta. Se auttaa käyttäjää valitsemaan potilaan kokoon ja kuvausindikaatioon parhaiten soveltuvan putkijännitteen.

Kun TT-kuvaa, joka on tehty muulla kuin laitevalmistajan suosittelemalla putkijännitteellä, käytetään vaimennuskorjaukseen, on varmistuttava vaimennuskorjauksen oikeellisuudesta.

5.4 Katseltavien leikkeiden leikepaksuuden ja rekonstruktiosuodattimen valinta

Kuvauksen jälkeen raakadatasta rekonstruoidaan katseltavat leikkeet. Niiden leikepaksuus ei voi olla pienempi kuin nimellinen leikepaksuus (ts. kuvauksessa käytettyjen ilmaisinelementtien koko). Mitä ohuempia leikkeitä halutaan katsella, sitä suurempi säteilyannos tarvitaan halutun kuvanlaatuksen (kontrasti-kohinasuhde) saavuttamiseen.

Katseltavia kuvaleikkeitä varten tulee valita rekonstruktiosuodatin (kernel, filteri) ja leikepaksuus kliinisen indikaation mukaisesti, koska niiden valinnalla vaikutetaan paikkaerotuskyvyn ja kohinan väliseen tasapainoon.

Pehmeämpää rekonstruktiosuodatinta käytettäessä kohina vähenee, jolloin pienet tiheyserot näkyvät paremmin, mutta pienet yksityiskohdat vastaavasti huonommin. Käytettäessä terävämpää rekonstruktiosuodatinta pienet yksityiskohdat taas erottuvat paremmin, mutta kohinaa on runsaammin, jolloin pienet tiheyserot näkyvät huonommin.

Myös leikepaksuuden valinta on aina kompromissi. Ohuissa leikkeissä pienet yksityiskohdat erottuvat paremmin, osatilavuusartefakteja on vähemmän, mutta kohinaa on enemmän ja pienet tiheyserot näkyvät huonommin. Paksuissa leikkeissä on vähemmän kohinaa, jolloin pienet tiheyserot näkyvät paremmin, mutta toisaalta pienet yksityiskohdat erottuvat huonommin ja osatilavuusartefakteja on enemmän.

Pehmeämpää rekonstruktiosuodatinta käytetään tyypillisesti pehmytkudosten kuvauksissa ja ohuissa leikkeissä. Terävämpi suodatin sopii luiden ja keuhkojen alueelle sekä paksumpien leikkeiden rekonstruktioon.

Diagnostiikkaa varten voi olla mielekäästä rekonstruoida sekä ohuet että paksut leikkeet. Esimerkiksi maksan alueella pienet maksakystat on yleensä helpompi erottaa alitiheistä kiinteistä pesäkkeistä ohuiden leikkeiden avulla, kun taas tiheydeltään vain niukasti normaalista maksaparenkymistä poikkeavat metastaasit tai tuumorit erottuvat paremmin paksummista leikkeistä.

Käytettäessä 2-, 4-, 6- tai 16-leikelaitetta on kuitenkin syytä harkita tarkoin, milloin tutkimusindikaatio vaatii ohutleikkeistä kuvausta, koska säteilyaltistus kasvaa huomattavasti käytettäessä kapeampaa säteilykeilaa potilaan pituusakselin suunnassa. Kapeaa säteilykeilaa käytettäessä osa säteilystä ulottuu aktiivisen ilmaisinalueen ulkopuolelle, jolloin sitä ei käytetä kuvanmuodostukseen (overbeaming). Esimerkiksi 4-leikelaitteella säteilyaltistus voi olla kaksinkertainen kuvattaessa $4 \cdot 1,25$ mm:n ilmaisinyhdistelmällä verrattuna $4 \cdot 5$ mm:n yhdistelmällä tehtyyn kuvaukseen. Rutiininomaisessa kuvauksessa näillä laitteilla ei siis kannata käyttää kapeaa kollimaatiota.

Kun käytössä on vähintään 64-leikkeinen TT-laite, ei kapeimpien leikkeiden käyttö kasvata säteilyaltistusta, mikäli haluttu kuvanlaadun taso valitaan oikein eli se määritellään paksumpien rekonstruoitavien leikkeiden perusteella. Haluttu kuvanlaatu siis valitaan siten, että se on paksummissa leikkeissä (esim. 3 tai 5 mm) diagnostinen, mutta kapeissa leikkeissä kohinaa saa olla runsaasti. Mikäli haluttu kuvanlaatu määritellään kapeiden leikkeiden perusteella, nousee säteilyaltistus huomattavan korkeaksi. Esimerkiksi 5 mm:n leikkeissä saavutetaan alle 1/5 potilasannoksella sama kohinataso kuin 1 mm:n leikkeissä.

6. Laitevalmistajakohtaiset erityispiirteet

Tässä luvussa esitellään eri laitevalmistajien laitemerkkikohtaisia lisätietoja optimointiin ja yhdistelmäkuvauksiin liittyen.

6.1 General Electric (GE)

Putkijännite

GE:n laitteilla suunnittelukuvauksen, eli valmistajan termien mukaisesti scout-kuvauksen, voi tehdä millä tahansa putkijännitteellä. Jänniteet scout-kuvassa ja varsinaisessa kuvaussarjassa voivat erota, jos käyttäjä niin haluaa. Myös vaimennuskorjauskuvauksessa käytettävän putkijännitteen voi valita vapaasti.

Uudemmissa GE:n TT-laitteissa voi olla käytettävissä kV Assist -ominaisuus, jolla putkijännitteen voi valita automaattisesti. Tutkimusprotokollassa määritetään putkijännitteen sallittu vaihteluväli ja tutkimustyyppi kV Assist -ominaisuudelle. Laite laskee kV Assist -ominaisuutta käytettäessä annoksen, joka tarvitaan kullakin putkijännitteellä saman kuvanlaadun saavuttamiseksi ja ehdottaa käytettäväksi putkijännitettä, joka aiheuttaa potilaalle pienimmän säteilyaltistuksen.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

GE:n 3D-modulaatiomenetelmällä putkivirtaa säädetään sekä röntgenputken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio), että potilaan z-akselin suuntaisesti (z-modulaatio). Automaattisessa putkivirransäädössä käytetään aina viimeisintä kuvattua scout-kuvaa tarvittavien mA-arvojen laskentaan. Jos viimeisin scout-kuva on PA- (tai AP) suunnassa, on annostaso hiukan alempi kuin jos modulaation pohjana käytetään lateraalisuunnan suunnittelukuvaa. Potilaan keskitäminen kuvausaukon keskelle on erittäin tärkeää mA-modulaation oikean toiminnan vuoksi, minkä vuoksi kummankin suunnan suunnittelukuvaus on hyödyllistä. Väärä keskitys nostaa huomattavasti potilaan pinta-annosta sekä vaikuttaa kuvanlaatuun.

GE:n käyttämässä modulaatiotekniikassa (AutomA ja Smart-mA) käytetään ns. kohinaindeksiä (NI, noise index) kuvaamaan standardirekonstruktiosuodattimella suodatetun kuvan kohinatasoa kuvattavan kohteen keskellä. NI-arvo määrittää halutun tai hyväksytyn kohinatason kuvissa, ja sitä valittaessa on otettava huomioon niin kuvausalue, kuvausindikaatio kuin potilaan koko. NI-arvon avulla määritetään kullakin pyörähdyksellä käytettävä putkivirta (mA-table). Suuremmilla potilailla käytetään isompaa putkivirtaa halutun kuvanlaadun saavuttamiseksi. Käytettävän mA-vaihteluvälin ala- ja ylärajat valitaan erikseen putkivirtavälikön alta (min mA, max mA). Ennen kuvausta mA-taulukosta on hyvä tarkistaa, että modulaatio toimii järkevästi annetulla mA-välillä eikä saturoidu annetulle ylä- tai alarajalle. NI-arvoa valittaessa on huomioitava, että se määritetään aina tietylle rekonstruoidulle leikepaksuudelle. Ohjelma käyttää mA-moduloinnissa tarvittavan putkivirran laskentaan ensimmäisen rekonstruktiosarjan leikepaksuudella saatavaa kuvanlaatua; NI-arvo täytyy kuitenkin asettaa diagnoosin tekoa varten katseltavien kuvien leikepaksuuden perusteella, joka yleensä on paksumpi.

Herkkien pinnallisten elinten annossäästöön on uudemmissa GE:n TT-laitteissa saatavissa

Organ Dose Modulation -ominaisuus. Sen avulla voidaan suunnittelukuvasta määrittää alueet, joiden kohdalla säteilyaltistusta vähennetään putkivirtaa pienentämällä. Annosvähennystä ei menetelmässä kompensoida kasvattamalla putkivirtaa vastakkaisesta suunnasta.

SFOV

SFOV:n valinnalla määritetään käytettävän keilanmuotosuodattimen (small, medium ja large) tyyppi. Tutkimuksissa pitäisi aina käyttää mahdollisuuksien mukaan pienintä SFOV:n asetusta huomioiden potilaan koko. Vaimennuskorjausmittauksissa FOV on yleensä aina 70 cm, vaikka kohde onkin pienempi.

Iteratiivinen rekonstruktio

GE:n PET-TT- ja SPECT-TT-laitteisiin tarjoaman iteratiivisen rekonstruktioimenetelmän nimi on ASiR (adaptive statistical iterative reconstruction). ASiRissa voidaan valita rekonstruoitavan kuvan iteratiivisen painotuksen prosentuaalinen osuus. Esimerkiksi 40 %:n ASiR-painotus käyttää 40 % iteratiivista rekonstruktiota ja 60 % perinteistä rekonstruktio-tekniikkaa (FBP). ASiRin ensimmäisessä versiossa kuvan kohinan määrää vähennetään valitsemalla ASiR-prosentti manuaalisesti. Kohinan vähentyessä on annosta mahdollista laskea, modulaatiota käytettäessä nostamalla NI:tä, tai kiinteitä kuvausarvoja käytettäessä laskemalla putkivirtaa. Muutosten suuruuden laskemisessa on käytettävä konversiokertoimia. Uudessa ASiR-versiossa valitaan suoraan haluttu annossäästöprosentti ilman ASiRia tehtävään tutkimukseen nähden DRG:n (dose reduction guidance) avulla. Laite laskee DRG-valinnan jälkeen automaattisesti käytettävän ASiR-prosentin suuruuden ja käytettävän putkivirran, joilla kuvan kohinataso säilyy samana kuin ilman ASiRia otetuissa kuvissa. Pienikokoisilla potilailla asianmukaisesti optimoitu kuvauksen annostaso on jo valmiiksi alhainen, jolloin DGR:n toiminta on syytä varmistaa ja asettaa tarvittaessa ASiR-prosentti manuaalisesti. Laitekohtainen käytäntö on suositeltavaa määrittää yhdessä lääketieteellisen fysiikan asiantuntijan ja laitetoimittajan käyttöneuvojan kanssa. Annossäästön ja ASiR-prosentin valinta perustuu aina kuvausindikaatioon.

ASiR-V on ASiRin uusin versio. Siinä on aikaisempaan ASiR:iin verrattuna kehittyneempi kohinan ja kohteen mallinnus. ASiR-V:n käyttäminen on samankaltaista kuin aikaisempien ASiR-versioiden.

6.2 Siemens

Putkijännite

Siemensin laitteilla suunnittelukuvauksen, eli valmistajan termien mukaisesti topogram-kuvauksen, voi tehdä millä tahansa putkijännitteellä. Jänniteet topogram-kuvassa ja varsinaisessa kuvaussarjassa voivat erota, jos käyttäjä niin haluaa. Myös vaimennuskorjauskuvauksessa käytettävän putkijännitteen voi valita vapaasti.

Siemensin uusimmissa kuvauslaitteissa voi olla käytettävissä automaattinen putkijännitteen valinta, tämän ominaisuuden kauppanimi on Care kV. Care kV ehdottaa suunnittelukuvan ja valitun tutkimustyyppin perusteella sopivaa putkijännitettä, sekä siihen sopivaa kuvanlaatua

(Quality Ref mAs-arvoa). Käytettäessä Care kV-ominaisuutta on aina varmistettava, että se toimii tarkoitetulla tavalla, eikä esimerkiksi nosta putkijännitettä tarpeettoman korkeaksi.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

Siemensin CARE Dose 4D -modulaatiomenetelmällä putkivirtaa säädetään sekä röntgenputken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio) että potilaan z-akselin suuntaisesti (z-modulaatio). Suunnittelukuvasta ohjelmisto päättää kuvattavan potilaan vaimennusominaisuudet ja säätää ennen kuvausta putkivirran kullekin pyörähdykselle valmiiksi. Kuvauksen aikana kohteen läpäisevyyttä tutkitaan automaattisesti eri suunnissa ja virtaa säädetään vielä tarkemmin. Esimerkiksi sivusuunnassa potilas voi olla paksumpi, jolloin virta säätö suuremmaksi kuin etu-takasuunnassa.

CARE Dose 4D -menetelmässä potilaskuvan kohinataso määräytyy Quality Ref. mAs -arvon ja modulaatiokäyrän perusteella. Referenssipotilaan painoisella potilaalla Quality Ref. mAs vastaa efektiivistä mAs -arvoa. Vanhoissa TT-laitteissa (ennen Syngo 2011 -ohjelmistoversiota) käytössä oli kaksi referenssipotilasta: referenssilapsi painoi 20–25 kg ja referenssiaikuinen 70–80 kg. Uudemmissa ohjelmistoversioissa (Syngo 2011 ja myöhemmät) käytössä on vain 70–80 kg painava referenssipotilas, jota käytetään myös lasten protokollissa. Kuvauslaitteen ohjelmistoversion käyttämä referenssipotilas on hyvä tietää ennen lasten kuvausprotokollien suunnittelua.

Kuvausprotokollaa luotaessa voidaan valita CARE Dose 4D -modulaation suuruus kullekin kehon osalle erikseen kolmen tai viiden eri jyrkkyyden omaavasta käyrästä. Käyrän jyrkkyys määrää, kuinka paljon annosta vähennetään referenssipotilasta kevyemmällä potilailla ja kuinka paljon annosta kasvatetaan referenssipotilaita painavammilla potilailla.

Siemensin uusiin laitteisiin on saatavilla X-CARE-ominaisuus, jonka avulla voidaan laskea putkivirtaa herkkien pinnallisten elimien kohdalla. X-CARE estää kuvanlaadun heikentymisen kasvattamalla putkivirtaa muista projektiosuunnista. Tekniikan avulla voidaan vähentää esimerkiksi silmien, kilpirauhasen tai rintojen annosta ilman erillisiä suojaimeja.

Iteratiivinen rekonstruktio

Iteratiivista rekonstruktio-ohjelmaa käytettäessä voidaan käyttää 1–2 astetta terävämpää suodatusta (Kernel) koska iteratiivisesti rekonstruoitu kuva on tyypillisesti pehmeämpi kuin takaisinprojisointimenetelmällä rekonstruoitu kuva.

7. SPECT-TT

Isotooppitutkimuksen yhteydessä tehtävän TT-kuvan tarkoitus voi olla

- vaimennuskorjaus
- isotooppitutkimuksen poikkeavan löydöksen paikantaminen
- isotooppitutkimuksen poikkeavan löydöksen luonteen arviointi
- diagnoosin tekeminen, jos TT-tutkimus on suunniteltu potilaalle, ja uuden TT-kuvauksen välttämiseksi diagnostinen kuvaus tehdään samalla kertaa.

TT-kuva tuottaa useimmiten lisäinformaatiota, jota ei voi jättää huomioimatta annettaessa lausuntoa yhdistelmäkuvauksesta. Tulokinnassa on kuitenkin otettava huomioon kuvanlaadun asettamat rajoitteet. Jos TT-kuvaus korvaa suunnitellusti diagnostisen TT-tutkimuksen, niin kuvanlaatu ja kuvaustapa määräytyy kuvausalueen ja -indikaation mukaan.

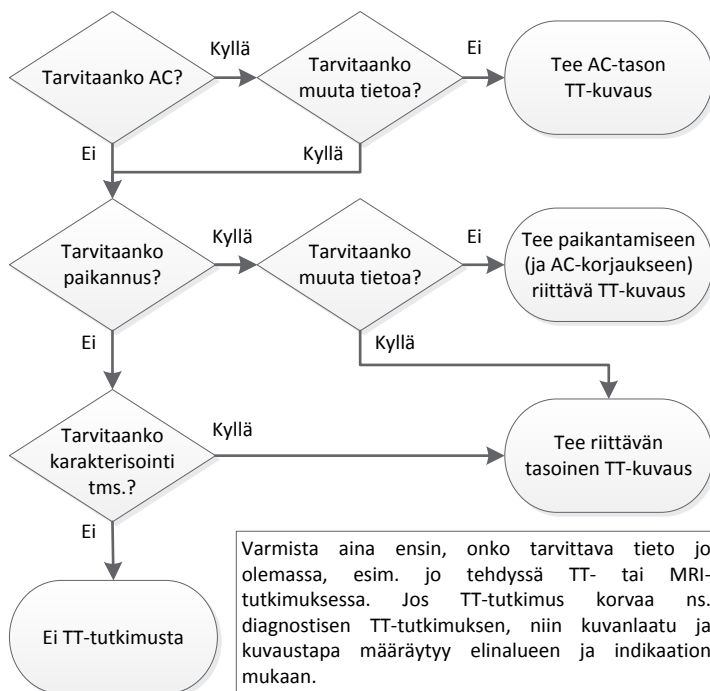
Rintakehän aluetta tutkittaessa on otettava huomioon, että hengitysvaihe vaikuttaa isotooppi- ja TT-kuvien samapaikkaisuuteen. Vaimennuskorjausta varten otettava TT-kuva tehdään yleensä vapaassa hengityksessä tai uloshengityksen keski- tai loppuvaiheessa. Tarvittaessa TT-tutkimusta voi täydentää erillisellä täyden sisäänhengityksen TT-kuvauksella.

Tutkimuksen kysymyksenasettelusta riippuu, mitä tietoa tutkimuksesta tarvitaan ja mikä on riittävä tieto. Tämän vuoksi tutkimuslähetteisiin perehtyminen ja tutkimuksen suunnittelu etukäteen on tärkeitä. Silloin varmistetaan myös tutkimuksen oikeutus. Aina on hyvä tarkistaa, löytyykö jo aiemmin tehdyistä kuvauksista haluttu tieto. TT-tutkimus isotooppitutkimuksen yhteydessä saattaa jäädä tällöin tarpeettomaksi. Esimerkiksi luuston gammakuvauksessa näkyvät lannerangan muutokset voivat selittyä vartalon TT-kuvassa näkyvillä lannerangan degeneratiivisilla muutoksilla. Jos TT-tutkimus korvaa ns. diagnostisen TT-tutkimuksen, niin kuvanlaatu ja kuvaustapa määräytyvät elinalueen ja indikaation mukaan. Vuokaavio TT-tutkimuksen tarpeesta SPECT-kuvauksen yhteydessä on esitetty kuvassa 1.

7.1 Aivot

Aivojen tyypillisiä SPECT-tutkimuksia ovat aivoperfuusion gammakuvaus ja erilaiset reseptorien ja välittäjäainetransporttereiden kuvaukset. TT:n tarvetta harkittaessa kannattaa muistaa, että aivojen alueella vaimennuskorjauksen voi tehdä myös laskennallisesti, esim. Changin menetelmällä. Aivojen alueella isotooppikuvan yhdistäminen jo valmiina olevaan rakenteelliseen kuvantamistutkimukseen on kohtalaisen helppoa. Poikkeavan löydöksen paikantaminen rakenteellisesta kuvasta esim. dementiadiagnostiikassa antaa lisäinformaatiota ja epilepsiatutkimuksissa se on välttämätöntä.

TT-kuvan laaduksi riittää välttävä tai huonompi. Kuvausalue kattaa aivot ja pikkuaivot. Magneettikuvaus (MRI, Magnetic Resonance Imaging) on ensisijainen rakenteellinen tutkimus.



Kuva 1. TT-tutkimuksen tarpeellisuus SPECT-kuvauksen yhteydessä. (AC, vaimennuskorjaus).

7.2 Endokrinologiset tutkimukset

SPECT-TT:lla on keskeinen merkitys radioaktiivisen lääkkeen kertymien paikannuksessa tutkimuksissa, jossa taso- tai SPECT-kuvasta ei nähdä kertymän tarkkaa sijaintia, esim. jodikertymät kilpirauhasen ablaatiohoidon jälkeen ja MIBG (metajodibentsyyliguanidiini) -kertymät. SPECT-TT:lla voidaan paikantaa etäpesäkkeet esim. imusolmukkeisiin. TT:n kuvanlaadun pitäisi olla vähintäänkin tyydyttävä, koska tarkasteltavat kohteet ovat pieniä ja kirurgin pitäisi pystyä havaitsemaan ne ennen mahdollista leikkausta. TT:n kuvausalue määräytyy SPECT-kuvan perusteella siten, että mielenkiintoalueet ovat kuvassa mukana.

Endokrinologisia indikaatioita ovat:

- Lisäkilpirauhasen kasvaimen (adenooman) paikannus
- Primaari aldosteronin liikaerityksen aiheuttama aineenvaihduntahäiriö, Cushingin tauti ja lisämunuaiskasvainten selvittely
- Kilpirauhasen papillaarisen ja follikulaarisen syövän jäännöksen, uusiutuneen syövän ja etäpesäkkeiden kuvantaminen
- Feokromosytooman, neuroblastooman tai medullaariseen kilpirauhasen syövän kuvantaminen
- Somatostatiinireseptoreita ilmentävien kasvainten kuvantaminen tai somatostatiinihoidon soveltuvuuden arviointi.

TT:n kuvanlaaduksi riittää tyydyttävä, jos ei tehdä varjoainetehosteista kuvaa, tai keskitasoinen, kun tehdään varjoainetehosteinen tutkimus. Kaulan alueella pienten rakenteiden paikantamiseen suositellaan kohinaltaan optimoitua keskitasoista kuvanlaatua. TT:n kuvausalue rajataan mielenkiintoalueen mukaan ja TT-kuvaus tehdään vapaassa hengityksessä.

Lisäkilpirauhaset

TT-kuvaus tarvitaan lisäkilpirauhasten SPECT-kuvauksen yhteydessä kaksoisisotooppikuvauksen jäännöskertymän paikantamiseksi ja anatomisen tiedon saamiseksi sekä väärin positiivisten löydösten (jodinegatiiviset alueet kilpirauhasessa) poissulkemiseksi. Vaimennus-
korjauksen merkitys on tässä tutkimuksessa vähäisempi, mutta suositeltavaa. Kuvausalue käsittää kaulan ja mediastinum. Kuvanlaadun pitäisi olla vähintään keskitasoinen, jotta TT-kuvassa on riittävä pehmytkudoskontrastin erotuskyky.

7.3 Keuhkot

Keuhkojen ventilaation ja perfuusion SPECT-kuvaus lisää tutkimuksen herkkyyttä (sensitiivisyyttä) verrattuna tasokuvaukseen. TT-tutkimuksen lisääminen SPECT-kuvaukseen lisää tutkimuksen tarkkuuden (spesifisyyden) jopa 100 %:iin. SPECT-TT-tutkimuksessa kannattaa kuvata sekä ventilaatio että perfuusio, sillä ventilaation kuvaamatta jättäminen pienentää tutkimuksen tarkkuutta. Potilaan kliininen tila pitäisi kuitenkin ottaa huomioon. Kuvausprotokollan tulisi olla sellainen, että TT-kuvaus tehdään vain kerran. TT:n kuvanlaaduksi riittää välttävä tai tyydyttävä.

7.4 Luusto

Suuri osa luuston gammakuvauksista on syövän levinneisyystutkimuksia ja kysymyksen asettelu on, onko luustossa ylipäättään etäpesäkkeitä ja missä niitä mahdollisesti on. Jos tutkimus on ensimmäinen luuston kuvaus, on aihetta selvittää myös mahdollisten radioaktiivisen lääkkeen kertymien luonne. Jos löydös on täysin selkeä, esim. tyypillinen laaja levinneisyys luustoon, tai muutosten luonne selviää jo aiemmista tutkimuksista, esim. vartalon TT:ssä, ei SPECT-TT ole tarpeen. Jos TT-kuvaus tehdään, ovat luustomuutokset useimmiten tulkittavissa jo välttävällä kuvanlaadulla tehdystä tutkimuksesta. Kuvausalue määritetään luustolöydöksen mukaan. Jos muutoksen luonne ei selviä SPECT-kuvauksen yhteydessä tehdyllä TT-kuvauksella, tutkimuksen uusiminen paremmalla kuvanlaadulla ja isommalla annostasolla ei tuo lisäinformaatiota. MRI-tutkimus voi joissain tapauksissa antaa spesifisempää tietoa. Hoitovastearvioinnissa SPECT-TT-tutkimuksen tarve arvioidaan samoin. Jos muutosten luonne on ilmeinen, ei SPECT-TT ole aiheellinen.

Primaarien luukasvainien yhteydessä luuston gammakuvausta käytetään levinneisyystutkimuksena ja SPECT-TT-tutkimuksen tarve harkitaan tapauskohtaisesti sen mukaan, mitä tietoa jo on ja tarvitaanko isotooppikuvan luotettavaan tulkintaan SPECT-TT:tä. Epäiltäessä primaaria luukasvainta muu rakenteellinen kuvaus (natiiviröntgenkuvaus, MRI) tehdään yleensä ensin.

7.5 Sydän

Sydänlihaksen perfuusion gammakuvauksessa TT-kuvausta tarvitaan vaimennuskorjaukseen, jolloin TT:n kuvanlaaduksi riittää välttävä. Jos halutaan arvioida myös sydänverisuonten kalkkeja, on syytä käyttää tyydyttävää kuvanlaatua. Kuvausalue on tavallisimmin aortan kaaren alareunasta maksan yläosiin siten, että kuvausalue kattaa varmasti sydämen.

TT-kuvaus tehdään kevyessä hengityksessä, joko vapaasti hengittäen tai uloshengityksen keski- tai loppuvaiheessa. Vaimennuskorjauksen kannalta huonoin vaihtoehto on kuvaaminen täydessä sisäänhengityksessä, jolloin sydämen paikka on erilainen SPECT- ja TT-kuvassa. Se vaikeuttaa asettamaan sydämen samanpaikkaisesti vaimennuskorjauksessa ja altistaa vaimennuskorjauksen kuvavirheille.

7.6 Tulehduspesäke

Tulehduspesäkkeen gammakuvauksen yhteydessä TT-kuvausta käytetään vaimennuskorjaukseen ja kertymän paikantamiseen. TT:n kuvanlaaduksi riittää välttävä ja kuvausalue määritetään kohteen perusteella.

7.7 Vartijaimusolmuke

Rintasyövän yhteydessä vartijaimusolmukkeen SPECT-TT-kuvaus on yleensä tarpeeton. SPECT-TT voidaan kuitenkin tehdä lääkärin harkinnan mukaan, jos esimerkiksi tasokuvauksissa ei näy vartijaimusolmuketta, radioaktiivisen lääkkeen kulkeutumisen kuvailu on vaikeaa tai imusolmukkeiden paikantaminen on erityisen haasteellista (Giammarile 2013).

Muilla indikaatioilla SPECT-TT on useammin tarpeen. Esimerkiksi melanoomassa EANM:n (European Association of Nuclear Medicine) suositusten mukaan SPECT-TT-kuvaus tehdään aina pään ja kaulan alueella tai, jos kertymä sijaitsee nivusten ja lantion alueella (Chakera 2009). Melanooman yhteydessä SPECT-TT-tutkimuksella voidaan löytää enemmän vartijaimusolmukkeita ja ne paikantuvat tarkasti. TT-tutkimuksen rooli on vaimennuskorjaus ja kertymän paikantaminen sekä vartijaimusolmukkeiden löytäminen. Kuvanlaaduksi riittää välttävä. Kuvausalueen pitäisi kattaa injektioipaikka ja riittävän laajasti mielenkiinnon alue, koska kaikki vartijaimusolmukkeet eivät näy tasokuvassa.

7.8 Muut

Muilla kuvausindikaatioilla TT-kuvausta ja sen kuvanlaatua on erikseen harkittava. Pelkkään vaimennuskorjaukseen riittää välttävä tai sitäkin heikompi kuvanlaatu, paikantamiseen tarvitaan välttävä kuvanlaatu. Jos TT-kuvaus korvaa ns. diagnostisen TT-kuvauksen, niin kuvanlaatu ja kuvaustapa määräytyy elinalueen ja indikaation mukaan.

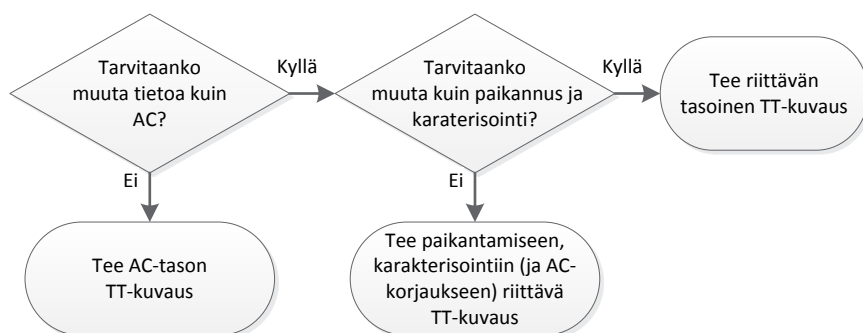
7.9 Kirjallisuutta

Chakera AH, Hesse B, Burak Z, Ballinger JR, Britten A, Caracò C, Cochran AJ, Cook MG, Drzewiecki KT, Essner R, Even-Sapir E, Eggermont AMM, Gmeiner Stopar T, Ingvar C, Mihm Jr. MC, McCarthy SW, Mozzillo N, Nieweg OE, Scolyer RA, Starz H, Thompson JF, Trifirò G, Viale G, Vidal-Sicart S, Uren R, Waddington W, Chiti A, Spatz A, Testori A. EANM-EORTC general recommendations for sentinel node diagnostics in melanoma. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 2009;36.10:1713–1742.

Giammarile F, Alazraki N, Aarsvold JN, Audisio RA, Glass E, Grant SF, Kunikowska J, Leidenius M, Moncayo VM, Uren RF, Oyen WJG, Valdés Olmos RA, Vidal Sicart S. The EANM and SNMMI practice guideline for lymphoscintigraphy and sentinel node localization in breast cancer. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 2013;40.12:1932–1947.

8. PET-TT

PET-kuvaukseen yhdistetään yleensä aina TT-kuvaus. Kuvauksen kohde ja indikaatio määrittävät tarvittavan kuvanlaadun (ks. taulukko 2 luvussa 2). PET-kuvauksen yhteydessä voidaan tehdä myös varjoainetehosteinen TT-kuvaus. Jos PET-kuvauksen yhteydessä tehtävä TT-kuvaus korvaa ns. diagnostisen tutkimuksen, määräytyvät kuvanlaatu ja kuvaustapa elinalueen ja indikaation mukaan. Vuokaavio TT-tutkimuksen tarpeesta PET-kuvauksen yhteydessä on esitetty kuvassa 2.



Kuva 2. Vuokaavio muun kuin vaimennuskorjaukseen tarvittavan TT-tutkimuksen tarpeellisuudesta ja kuvanlaadusta PET-kuvauksen yhteydessä.

Ennen kuvausta pitäisi varmistaa, onko tarvittava tieto jo olemassa, esim. jo tehdyssä TT- tai MRI-tutkimuksessa, jolloin TT-kuvausta ei tarvittaisi.

8.1 Aivot

Aivojen PET-kuvauksen yhteydessä TT-kuvan tarve on yleisimmin vaimennuskorjaus. PET-kuva yhdistetään usein MRI-kuvaan. Aivojen alueella isotooppikuvan yhdistäminen jo valmiina olevaan rakenteelliseen kuvantamistutkimukseen on kohtalaisen helppoa. Muutoksen paikantaminen rakenteellisesta kuvasta esim. dementiadiagnostiikassa antaa lisäinformaatiota ja epilepsiatutkimuksissa se on välttämätöntä.

TT-kuvan laaduksi riittää välttävä tai huonompi. Kuvausalue kattaa aivot ja pikkuaivot. MRI-kuvaus on ensisijainen rakenteellinen tutkimus.

8.2 Endokrinologiset tutkimukset

Eri PET-merkkiaineilla voidaan kuvantaa ja paikantaa endokrinologisia kasvaimia sekä niiden levinneisyyttä, ja arvioida isotooppihoidon mahdollisuutta ja hoitovastetta. PET-kuvaus on indisoitu silloin, kun muilla kuvantamismenetelmillä ei tautia ole pystytty paikantamaan tai tarvitaan tarkempaa tietoa mahdollisen poikkeavan löydöksen luonteesta tai levinneisyydestä. TT-kuvat antavat vaimennuskorjauksen lisäksi tärkeää tietoa poikkeavien PET-löydösten paikannuksesta ja mahdollisesta etiologiasta ja kuvanlaaduksi riittää useimmiten välttävä. TT voidaan tarvittaessa tehdä varjoainetehosteisena esim. silloin, kun mielenkiinnon kohteena olevan alueen kudokset erottuvat muuten huonosti toisistaan, tai varjoaineella voidaan muulla tavoin saada diagnostista lisäinformaatiota, erityisesti silloin kun varjoainetutkimusta ei

ole tehty ennen PET-kuvausta. Tällöin kuvanlaatu ja kuvaustapa määräytyvät elinalueen ja indikaation mukaan. Monivaiheinen diagnostiikkaan soveltuva TT-kuvaus suositellaan tehtävän esimerkiksi GEP-NET (gastroenteropancreatic neuroendocrine neoplasms) kasvaimia kuvattaessa (Janson 2014).

8.3 Sydän

Sydämen PET-TT kuvantamisessa TT-kuvaa käytetään lähinnä vaimennuskorjaukseen. Koska koko rintakehän alue kuitenkin kuvataan, voidaan TT-kuvaa käyttää myös sydämen ulkopuolella sijaitsevien PET-kertymien anatomisessa paikannuksessa ja tarvittaessa muutosten luonteen arvioinnissa. TT-kuvanlaatu määräytyy TT-tutkimuksen tarkoituksen mukaan: pelkkään vaimennuskorjaukseen riittää tyydyttävä kuvanlaatu, kun taas angiografia vaatii erinomaisen kuvanlaadun. Sydämen FDG-merkkiaineella tehdyn PET-TT:n yhtenä tärkeänä indikaationa on sydämen tulehduksellisten sairauksien, kuten sarkoidoosi, diagnosointi. Lisäksi voidaan selvittää sydänlihaksen elinkykyisyyttä eli viabiliteettia. Sydänlihasperfuusiota voidaan kuvata useammallakin eri merkkiaineella, mutta näiden saatavuus on toistaiseksi ollut rajallista.

8.4 Onkologinen kuvantaminen

Onkologiset indikaatiot ovat PET-TT:n laajimmassa käytössä olevia kuvausaiheita. Eri PET-merkkiaineilla voidaan kuvantaa lähes kaikkia syöpäkasvaimia tai niiden etäpesäkkeitä. TT-kuvat antavat vaimennuskorjauksen lisäksi tärkeää tietoa poikkeavien PET-löydösten paikannuksesta ja etiologiasta (esim. syöpä tai tulehdus). Joskus syövän etäpesäkkeet voidaan havaita pelkästään TT-kuvissa (keuhkot). TT-kuvanlaaduksi riittää usein tyydyttävä. TT-kuvaus voidaan tarvittaessa tehdä varjoainetehosteisena esim. silloin kun mielenkiinnon kohteena olevan alueen kudokset erottuvat muuten huonosti toisistaan tai varjoaineella voidaan muulla tavoin saada diagnostista lisäinformaatiota. Varjoainetta käytetään yleisesti esim. pään- ja kaulan alueen syövässä, maksaleesioiden selvittelyssä, haiman alueen kasvaimissa ja gynekologisissa kasvaimissa. Jos TT-tutkimus korvaa diagnostisen TT-tutkimuksen, kuvanlaatu ja kuvaustapa määräytyvät elinalueen ja indikaation mukaan.

8.5 Infektiot ja inflammaatiot

PET-TT on perinteistä isotooppikuvantamista herkempi ja tarkempi tulehduksellisten fokuksen paikantamisessa. TT-kuvat antavat vaimennuskorjauksen lisäksi tärkeää tietoa poikkeavien PET-löydösten paikannuksesta ja mahdollisesta etiologiasta. TT-kuvaus voidaan tarvittaessa tehdä varjoainetehosteisena. Infektioiden ja inflammaatioiden kuvantamisessa kuvalaaduksi riittää useimmiten välttävä.

8.6 Kirjallisuutta

Janson ET, Sorbye H, Welin S, Federspiel B, Grønbaek H, Hellman P, Ladekarl M, Langer SW, Mortensen J, Scalini-Jantti C, Sundin A, Sundlöv A, Thiis-Evensen E, Knigge U. Nordic guidelines 2014 for diagnosis and treatment of gastroenteropancreatic neuroendocrine neoplasms. *Acta Oncologica* 2014;53.10:1284–1297.

Liite

Esimerkit kuvanlaadusta anatomisten alueiden mukaan

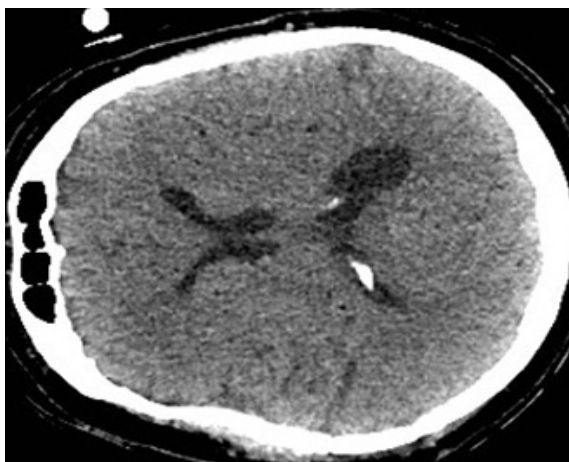
Kuvat ovat saatavissa sähköisessä muodossa STUKin Flickr-tililtä, osoitteesta:

https://www.flickr.com/photos/stuk_fi/albums

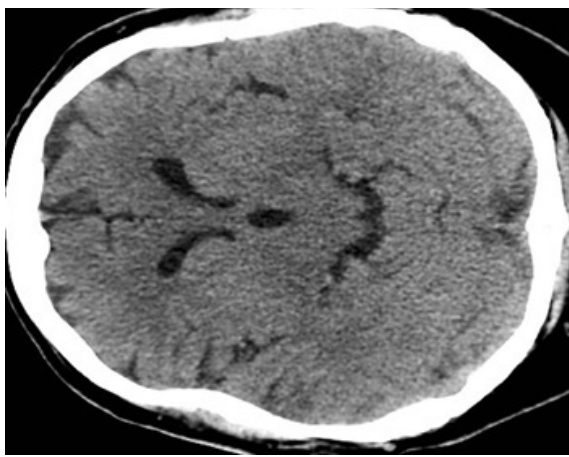
Huomaa, että painettujen kuvien laatu ei vastaa alkuperäistä.

1. Pää ja kaula

1.1 Aivot kuvattu ilman varjoainetta



Kuva 1.1a. Aivot välttävällä kuvanlaadulla. Huomaa, että harmaa ja valkea aine eivät erotu toisistaan.

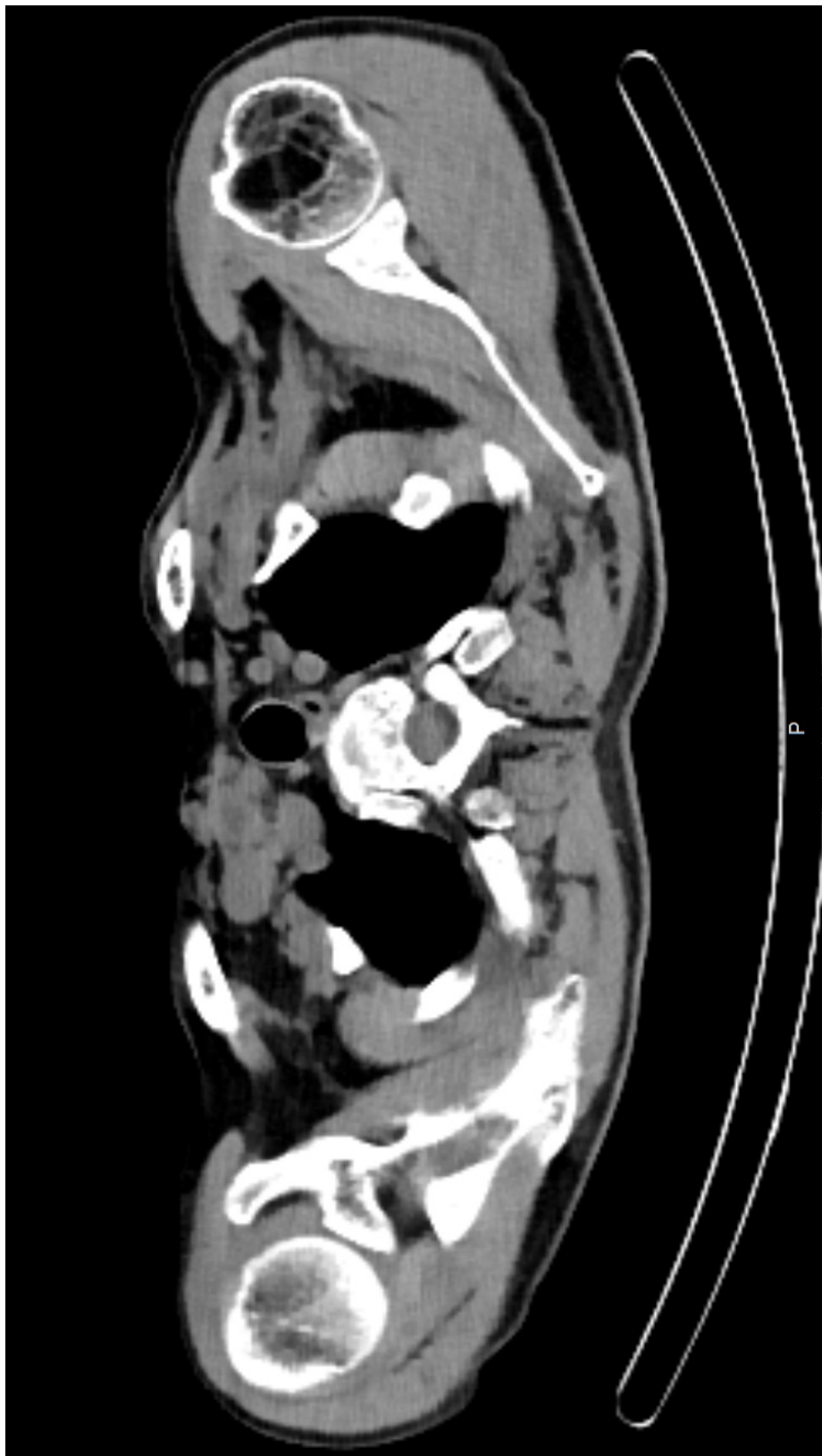


Kuva 1.1b. Aivot keskitasoisella kuvanlaadulla. Huomaa, että harmaa ja valkea aine erottuvat huonommin kuin erinomaista kuvanlaatua edustavassa kuvassa.



Kuva 1.1c. Aivot erinomaisella kuvanlaadulla.

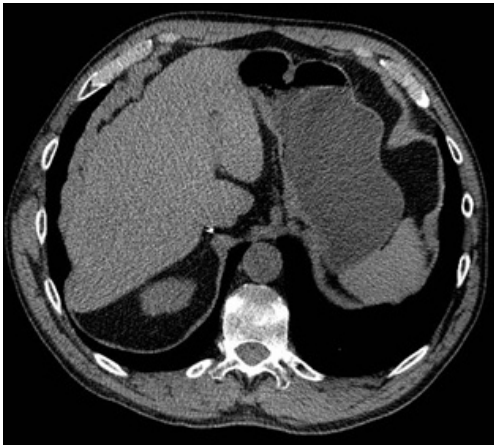
1.2 Lisäkilpirauhanen



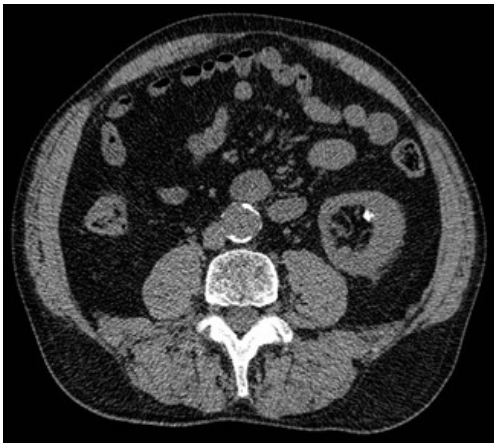
Kuva 1.2. Lisäkilpirauhanen keskitasoisella kuvanlaadulla.

2. Vatsa ja vartalo

2.1 Vatsa ja vartalo kuvattuna ilman varjoainetta



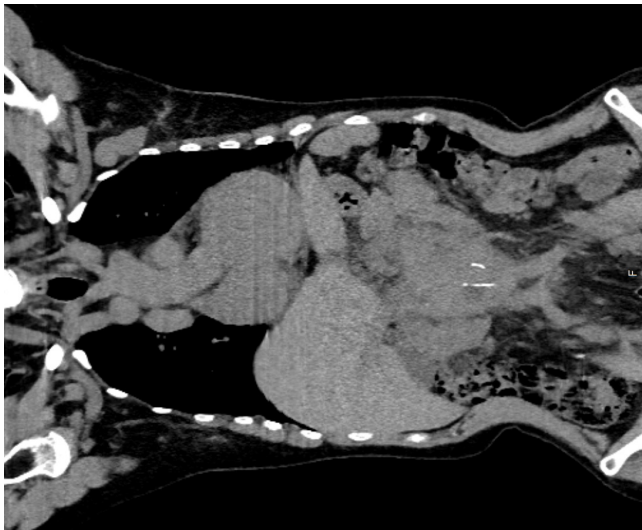
Kuva 2.1a. Vatsa kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



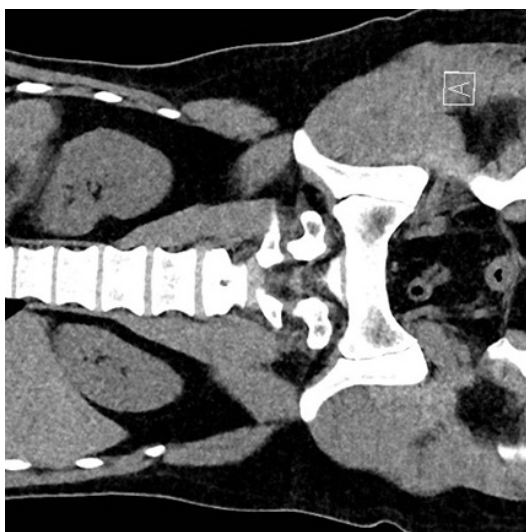
Kuva 2.1b. Vartalo kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



Kuva 2.1c. Vartalo kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



Kuva 2.1f. Vartalo kuvattuna
työdyttävällä kuvanlaadulla.



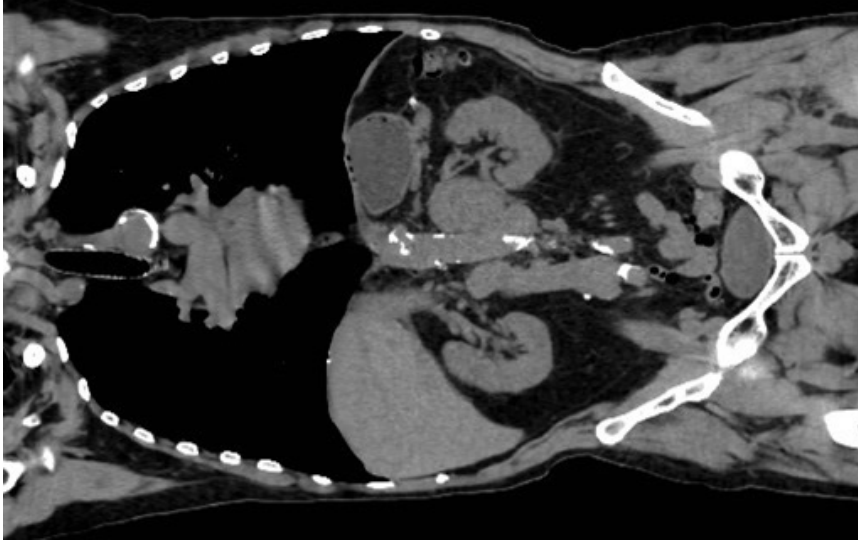
Kuva 2.1e. Vartalo kuvattuna
työdyttävällä kuvanlaadulla.



Kuva 2.1d. Vartalo kuvattuna
työdyttävällä kuvanlaadulla.



Kuva 2.1g. Vartalo kuvattuna keskitasoisella kuvanlaadulla.



Kuva 2.1h. Vartalo kuvattuna keskitasoisella kuvanlaadulla.

2.2. Vatsa ja vartalo kuvattuna varjoaineella



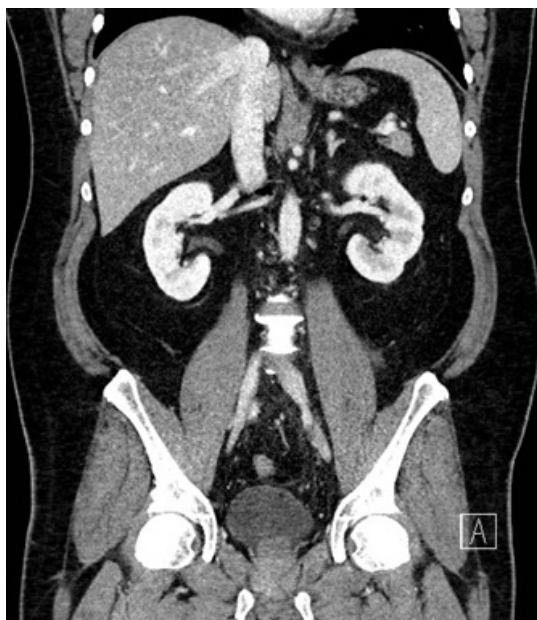
Kuva 2.2a. Varjoainetehoisteinen vartalo kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



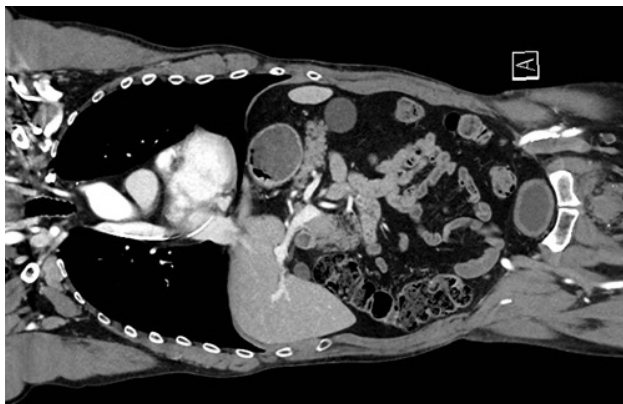
Kuva 2.2b. Varjoainetehoisteinen vartalo kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



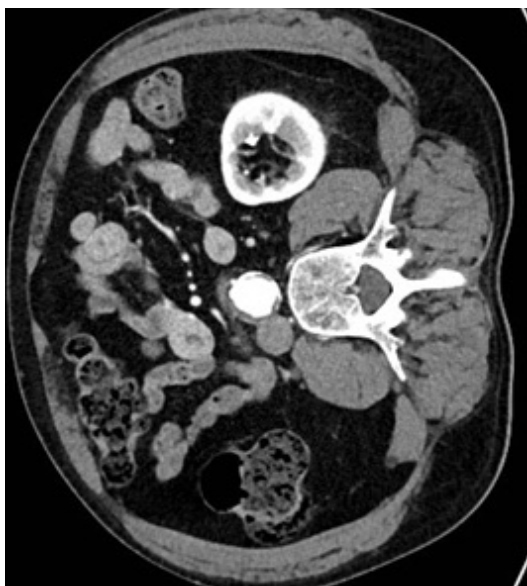
Kuva 2.2c. Varjoainetehoisteinen vartalo kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



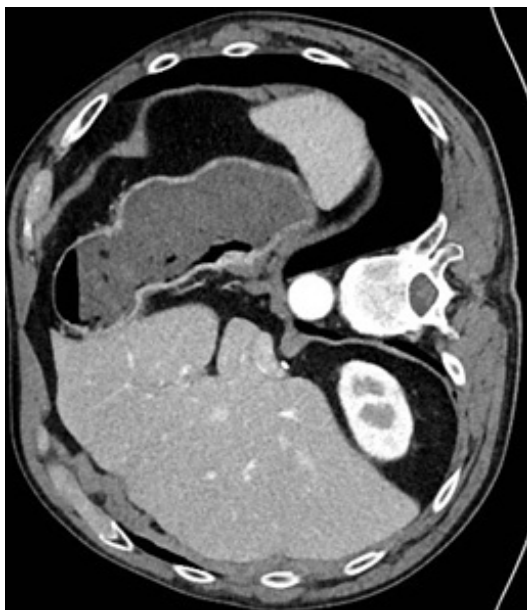
Kuva 2.2d. Varjoainetehoisteinen vartalo kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



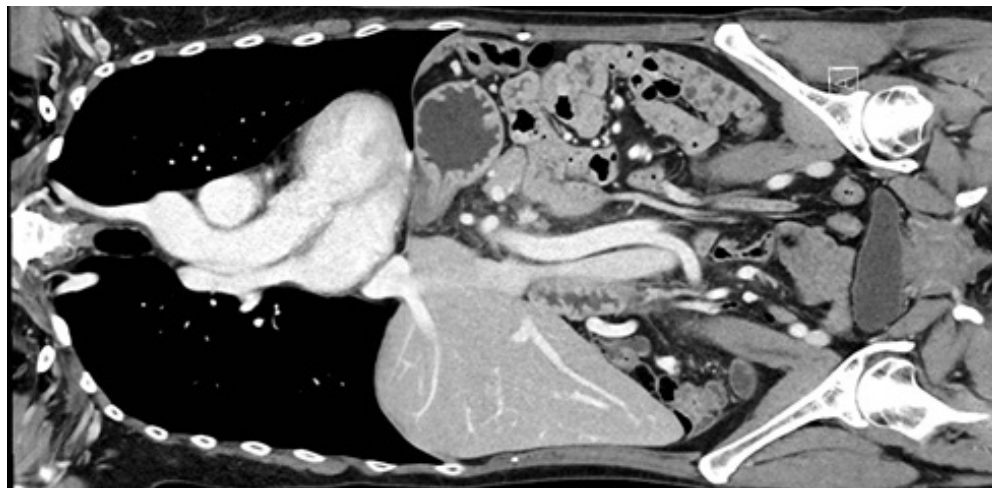
Kuva 2.2g. Varjoainetehosteinen vartalo kuvattuna keskitasoisella kuvanlaadulla.



Kuva 2.2f. Varjoainetehosteinen vartalo kuvattuna keskitasoisella kuvanlaadulla.



Kuva 2.2e. Varjoainetehosteinen vartalo kuvattuna keskitasoisella kuvanlaadulla.



Kuva 2.2i. Varjoainetehosteinen vartalo kuvattuna erinomaisella kuvanlaadulla.

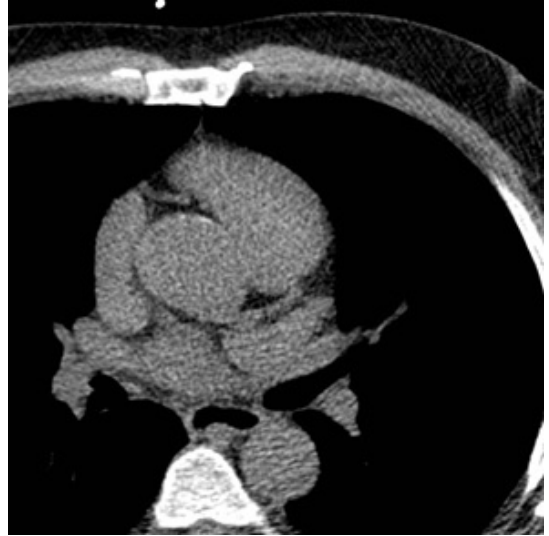


Kuva 2.2h. Varjoainetehosteinen vartalo kuvattuna erinomaisella kuvanlaadulla.

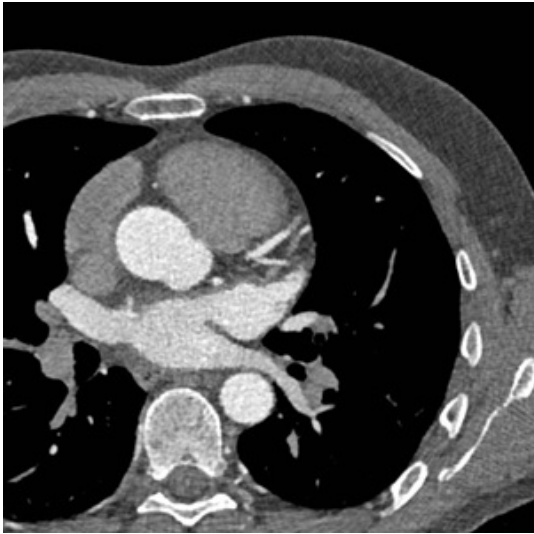
3. Sydän



Kuva 3a. Sydän kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



Kuva 3b. Sydän kuvattuna tyydyttävällä kuvanlaadulla.



Kuva 3c. Sydämen 0,75 mm paksuinen ohutleikekuvaus erinomaisella kuvanlaadulla.

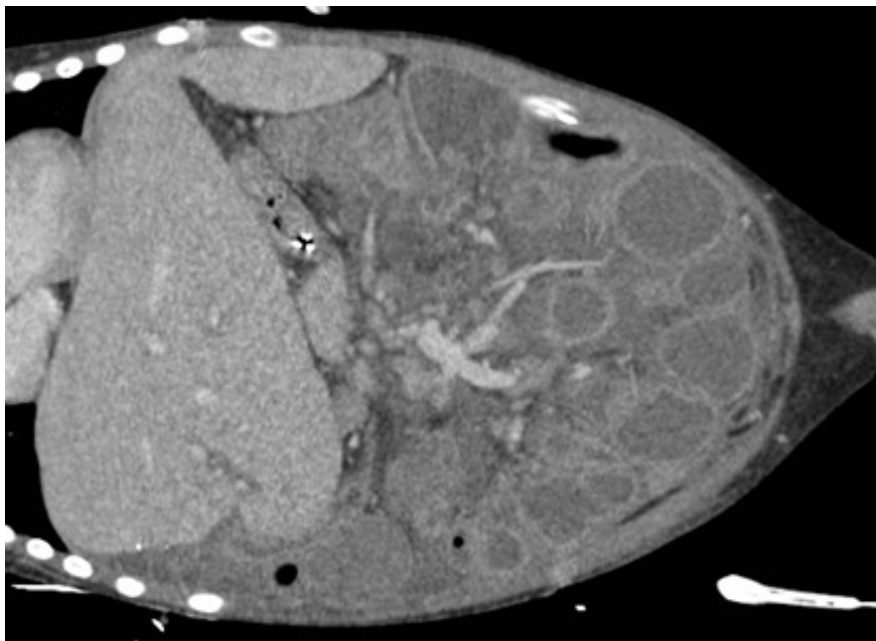


Kuva 3d. Sydämen 3 mm paksuinen MIP-kuva erinomaisella kuvanlaadulla.

4. Lapsen vatsa



Kuva 4a. Varjoainetehosteinen lapsen vatsa tyydyttävää kuvanlaadulla.



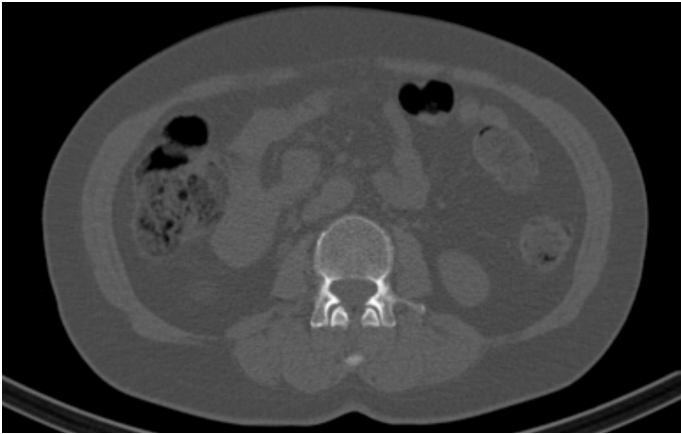
Kuva 4b. Varjoainetehosteinen lapsen vatsa tyydyttävää kuvanlaadulla.

5. Vartijaimusolmuke



Kuva 5. Vartijaimusolmuke tyydyttävällä kuvanlaadulla.

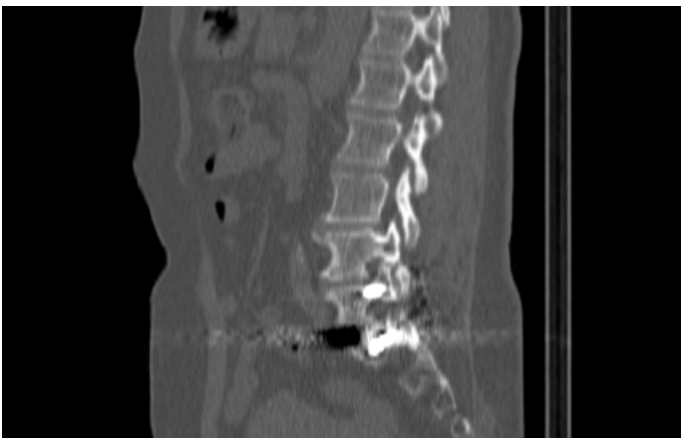
6. Luusto



Kuva 6a. Luusto kuvattuna välttävällä kuvanlaadulla



Kuva 6b. Luusto kuvattuna välttävällä kuvanlaadulla



Kuva 6c. Luusto kuvattuna välttävällä kuvanlaadulla



Laippatie 4, 00880 Helsinki
Puh. (09) 759 881, fax (09) 759 88 500
www.stuk.fi

ISBN 978-952-309-341-6 (nid.)
ISSN 1799-9464